



Identification des situations à risques de Troubles musculosquelettiques par un indice d'inconfort articulaire biomécanique.: Application clinique aux utilisateurs de fauteuil roulant manuel

Claire Marchiori

► To cite this version:

Claire Marchiori. Identification des situations à risques de Troubles musculosquelettiques par un indice d'inconfort articulaire biomécanique.: Application clinique aux utilisateurs de fauteuil roulant manuel. Médecine humaine et pathologie. Université de Versailles-Saint Quentin en Yvelines, 2015. Français. NNT : 2015VERS034V . tel-01305551

HAL Id: tel-01305551

<https://theses.hal.science/tel-01305551>

Submitted on 21 Apr 2016

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



UNIVERSITÉ DE VERSAILLES SAINT-QUENTIN-EN-YVELINES
ÉCOLE DOCTORALE DU GENOME AUX ORGANISMES - GAO - ED 423
INSERM U.1179, EQUIPES THERAPEUTIQUES INNOVANTES ET TECHNOLOGIES APPLIQUEES AUX TROUBLES NEUROMOTEURS

THÈSE DE DOCTORAT
DE L'UNIVERSITE DE VERSAILLES SAINT-QUENTIN-EN-YVELINES
Spécialité :
Biomécanique

Présentée par
Claire MARCHIORI

Pour obtenir le grade de Docteur de l'Université de Versailles Saint-Quentin-en-Yvelines

**Identification des situations à risques de
Troubles Musculo squelettiques par un
Indice d'Inconfort Articulaire Biomécanique
Application clinique aux utilisateurs de fauteuil roulant manuel**

Le 29 juin 2015, devant le jury composé de

François LAVASTE PE, LBM, ENSAM, Paris	Président
Laurence CHEZE PU, LBMC, Université de Lyon 1, Lyon	Rapporteur
Éric WATELAIN MCU, LAMIH, Université de Valenciennes, Valenciennes	Rapporteur
Alexis DESCATHA MD, PhD, Unité de pathologie professionnelle, CHU Raymond Poincaré, Garches	Examineur
Djamel BENSMAIL PU-PH, Médecine Physique de Réadaptation, CHU Raymond Poincaré, Garches	Examineur
Didier PRADON PhD, Ingénieur Hospitalier, CHU Raymond Poincaré, Garches	Directeur
Dany GAGNON PhD-PT, Laboratoire de pathokinésiologie, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay, Montréal	Co-Directeur

REMERCIEMENTS

Il est bien difficile de remercier en quelques lignes l'ensemble des personnes ayant contribué de près ou de loin à la réalisation de cette thèse. Ces 4 années de travail m'ont permis de rencontrer de nombreuses personnalités et il n'est pas chose aisée de toutes les citer sans en oublier.

Tout d'abord, je tiens à remercier l'ensemble des membres du jury pour s'être libéré en si peu de temps, et pour avoir accepté de me faire l'honneur de lire mon travail et de participer à son évaluation. Merci notamment à François LAVASTE, Alexis DESCATHA et Djamel BENSMAIL d'avoir accepté de présider et évaluer mon travail ainsi qu'aux rapporteurs Laurence Chèze et Éric Watelain d'avoir accepté de lire, commenter et de rapporter ce travail depuis mon rapport intermédiaire de première année à ce manuscrit final.

Mes remerciements s'adressent ensuite à la fondation SAFRAN ainsi qu'à la Fondation GARCHES pour leur support financier sans qui cette thèse n'aurait pu se faire. Outre mon travail de thèse, la collaboration de ces deux fondations m'a permis de découvrir la gestion de projet, les difficultés qui vont avec, mais surtout les réussites lorsqu'un projet se concrétise.

Cette thèse n'aurait pu se faire dans une si bonne ambiance sans « mes copains » du bureau junior. Julien BOUDARHAM alias BOUBOU, Céline BONNYAUD, Sophie HAMEAU, Samuel POUPLIN, Henri MERIC et Tong LI. Réunis autour de la même aventure, nous avons pu vivre ensemble, nos doutes, nos galères, mais aussi nos joies, victoires et évolutions. Boubou nous a ouvert la voie, BE STRONG amis doctorants la fin est proche !! Il ne faudrait pas oublier également ces petites mains qui ont pu m'aider au cours de mes manips, je pense, notamment à l'équipe du pool fauteuil (Cherif, Stéphane, Sébastien et Bruno) ainsi qu'à Jérôme IDDIR, Gary VANHECKE et l'ensemble de la Team « Piou Piou » qui ont subis malgré eux, ma mauvaise humeur lorsque les manips se passaient mal (et il faut dire que ce fut souvent, merci la roue !). Malgré cela, ils ont tenu jusqu'au bout et m'ont permis de réaliser en un temps record l'ensemble des inclusions de mon PHRC.

Mais parce qu'une thèse ne se passe pas qu'au sein du laboratoire, je tiens également à remercier particulièrement les personnes qui ont pu m'épauler au cours de toutes ces années. Je pense d'abord à mes parents, qui m'ont suivie au cours de mes X changements d'orientations et qui m'ont vue évoluer et

m'affirmer dans mes choix. Mais aussi à mes amis, les VIP STAPS et les + belles gymnastes. Eux, pour qui la notion de thèse était peut-être abstraite, et qui se souviendront surtout de mes « toujours pas terminés » en réponse à leurs questions. Ils ont su être présents pour me faire décompresser et penser à autre chose le temps d'un entraînement. Mais ce travail n'aurait jamais pu se concrétiser sans ma moitié, Jeremy GALLOPIN. Merci de m'avoir supportée durant ces années, d'avoir mis tes projets en attente et d'être resté avec la petite étudiante que j'étais pendant que tu voyais les autres évoluer et former une famille autour de toi. Merci de m'avoir encouragée, d'avoir pris soin de moi et de m'avoir déchargée au maximum pour pouvoir avancer.

Enfin et pas des moindres, je tiens à remercier mes deux directeurs de thèse. Tout d'abord Dany Gagnon, pour m'avoir permis d'effectuer ma thèse en codirection avec son laboratoire à Montréal. J'ai pu énormément apprendre au cours de mes venues. Dommage que mon manque d'organisation n'a pas pu me permettre de profiter au maximum de tes connaissances. Je te remercie pour ta gentillesse et ta disponibilité.

Et le meilleur pour la fin. Un grand merci à Didier PRADON, mon « papa ours » qui malgré son franc parlé, ses coups de pied au cul et mes (nombreux) pleurs m'a supportée durant ces années. Merci de m'avoir donné ma chance pour commencer une thèse et d'avoir cru en moi tout au long de celle-ci. Je suis partie de connaissances très floues et tu as su me guider vers l'acquisition de nombreuses compétences. De plus, on entend souvent parler de directeur de thèse absent, mais cela ne fut pas mon cas, ta proximité et ta grande disponibilité ont rendu l'évolution de ce travail des plus favorables et je te remercie pour cela. Je n'aurais pas pu espérer meilleur encadrant. J'ai bien conscience que m'encadrer n'a pas dû être des plus simple et que ce rendu aurait pu être encore mieux. En tout cas, j'espère que ce travail te rendra quand même fier (que mes pleurs n'aient pas été vains.... j)

À Tous MERCI et Be Strong

TABLE DES MATIERES

Remerciements	5
Table des matières	7
Liste des figures	11
Liste des tableaux	15
Liste des abréviations	17
Bibliographie personnelle	19
I. Valorisation des travaux de thèse	19
II. Autres travaux	20
Introduction générale	25
PARTIE I Cadre Théorique	27
III. Les troubles musculo-squelettiques et le monde du travail	28
III.1. Définition des troubles musculo-squelettiques	28
III.2. Les TMS : un enjeu sociétal et économique	29
III.3. La physiopathologie des troubles musculo-squelettiques	31
III.3.1. Rappels anatomiques	31
III.4. Les différents mécanismes d'apparition des troubles musculo-squelettiques	34
III.4.1. Les différents facteurs de risques	36
III.4.1.1. Les facteurs physiques	36
III.4.1.2. Les facteurs individuels	36
III.4.1.3. Les facteurs biomécaniques	36
III.4.1.3.1. Zones articulaires extrêmes.	37
a. Poignet	38
b. Epaule	39
c. Coude	40
III.4.1.3.2. Amplitude	40
III.4.1.3.3. Actions mécaniques	41
III.4.1.3.4. Répétitivité	41
III.4.1.3.5. Repos insuffisant	41
IV. L'Ergonomie dans le monde du travail	42
IV.1. Introduction	42
IV.2. La démarche de prévention	42
IV.2.1. Une phase de dépistage	43
IV.2.2. Une phase d'intervention	44
IV.2.2.1. Investiguer	44
IV.2.2.2. Maîtriser les risques	45
IV.2.3. Evaluation	46
V. Synthèse	48
VI. Le Fauteuil Roulant Manuel : une aide technique contraignante	49

VI.1.	Les utilisateurs	49
VI.2.	L'utilisation : déplacement et autonomie	51
VI.2.1.	Le déplacement : la propulsion du FRM	51
VI.2.2.	L'entrée-sortie du FRM : le mouvement de transfert	55
VII.	Physiopathologie de l'utilisation FRM	57
VII.1.	Utilisation et hyper sollicitation des membres supérieurs	58
VII.2.	Prévalence des troubles musculo-squelettiques	58
VII.3.	Traitements	59
VII.4.	Prévention des troubles musculo-squelettiques : les différentes approches	60
VII.4.1.	Au niveau du matériel	61
VII.4.1.1.	Choix et réglage FRM	61
VII.4.1.2.	L'intérêt de l'équipement spécifique : Assistance électrique à la propulsion	65
VII.4.2.	Au niveau gestuel	65
VII.4.2.1.	Guide pratique de recommandations des habiletés associées au maniement du FRM	65
VII.4.2.1.1.	La propulsion	65
VII.4.2.1.2.	Transfert	69
VII.4.2.2.	Éducation thérapeutique	70
	Problématique et hypothèses	73
	PARTIE II Indice d'Inconfort Articulaire : Outils, Mesures et Développements	75
II.	Activités de la Vie Quotidienne : source de mouvements	77
III.	Analyse du mouvement : Modèle et outils utilisés	78
III.1.	Modélisation par dynamique inverse du membre supérieur	79
III.1.1.	Présentation du modèle utilisé	79
III.2.	Outils de Mesure	83
III.2.1.	Cinématique : les systèmes de capture du mouvement	83
III.2.1.1.	Le système : Optotrak	84
III.2.1.2.	Le système Motion Analysis Corporation	84
III.2.1.3.	Placements des marqueurs en lien avec le modèle	84
III.2.2.	Dynamique : les roues instrumentées	85
III.2.2.1.	Le système : SMARTWheel	85
III.2.2.2.	Le Système : TSR	86
III.2.2.3.	Point d'application des efforts sur la main courante	88
III.2.2.3.1.	Calcul du point d'application	88
III.2.2.3.2.	Mesure du point d'application	88
III.2.3.	Système instrumenté d'évaluation des transferts	89
III.3.	Le Filtrage des données des différents systèmes de mesure	90
IV.	Développement de l'Indice d'Inconfort Articulaire	90
IV.1.	Principe d'un système à commandes floues	91
IV.1.1.	Étape 1 : l'étape de Fuzzification	92
IV.1.1.1.	Fonction d'appartenance	92
IV.1.1.2.	L'univers du discours	93
IV.1.1.3.	Les différentes formes des fonctions d'appartenance	93
IV.1.1.4.	Fuzzification des variables cinématiques	95
IV.1.1.4.1.	La définition des positions articulaires extrêmes	95
a.	Valeurs pour l'articulation du poignet	95

b.	Valeurs pour l'articulation du coude	95
c.	Valeurs pour l'articulation de l'épaule	96
IV.1.1.5.	Fuzzification des variables dynamiques	97
IV.1.1.5.1.	Moments générés aux articulations dans le cadre global	97
IV.1.1.6.	Fuzzification des paramètres propres à l'usage du FRM	98
IV.1.1.6.1.	Fréquence de propulsion (FP)	98
IV.1.1.6.2.	Fraction de Force efficace (FEF)	99
IV.1.2.	Élaboration des règles d'inférences floues	99
IV.1.2.1.	Établissement de la base des règles du système flou	100
IV.1.2.1.1.	Choix de la méthode Delphi : questionnaire, résultats et intégration	100
IV.1.2.2.	Choix de la méthode inférence floue : Modèle de Mamdani	108
IV.1.2.3.	Choix et Écriture des Règles floues	109
IV.1.3.	Étape 3 : la Défuzzification	109
IV.1.3.1.	Défuzzification : choix de la méthode du centre de gravité	110
PARTIE III Applications cliniques		113
I. Paramètres étudiés : choix et interprétations		114
I.1.	La distribution des différents niveaux de risque	114
I.2.	Le pic d'inconfort et son temps d'apparition	115
I.3.	Différenciation et comparaison des patterns d'IIA	115
I.4.	Quantité d'inconfort	115
II. Impact du pourcentage de pente lors de la propulsion sur l'Indice d'Inconfort Articulaire		118
II.1.	Méthodologie	119
II.1.1.	Population	119
II.1.1.1.	Critères d'inclusions/exclusions	120
II.1.2.	Procédure expérimentale	121
II.1.3.	Outils de mesure	122
II.1.3.1.	Outils et méthodes de quantifications des paramètres biomécaniques	122
II.1.3.2.	Analyse des données.	122
II.2.	Résultats	123
II.2.1.	Paramètres spatio-temporels de la propulsion	123
II.2.1.1.	Impact de la pente sur la durée des phases du cycle	123
II.2.1.2.	Impact de la pente sur l'angle de poussée	123
II.2.1.3.	Impact de la pente sur le style de propulsion	123
II.2.2.	Indice d'Inconfort Articulaire global	124
II.2.3.	Indice d'Inconfort Articulaire focal	126
II.2.3.1.	Membre supérieur	126
II.2.3.2.	Épaule :	126
II.2.3.3.	Coude :	126
II.2.3.4.	Poignet :	126
II.2.4.	Phase de Retour	127
II.2.5.	Résultats cinématique & cinétique de la propulsion	129
II.2.6.	Cinématique du Tronc	129
II.3.	Discussion	132
III. Impact de la position du tronc lors d'un transfert sur l'Indice d'Inconfort Articulaire		137
III.1.	Méthode	138

III.1.1.	Population	138
III.1.1.1.	Critères inclusion	140
III.1.2.	Procédure expérimentale	140
III.1.3.	Outils de mesure	141
III.1.3.1.	Outils spécifiques et paramètres biomécaniques mesurés	141
III.1.3.2.	Analyse des données	141
III.2.	Résultats	142
III.2.1.	Indice d'Inconfort Articulaire global	142
III.2.2.	Indice d'Inconfort Articulaire focal	142
III.2.2.1.	Épaule	142
III.2.2.2.	Coude	142
III.2.2.3.	Poignet	142
III.2.3.	Pic de niveau de risque et temps d'apparition	143
III.3.	Discussion	147
IV.	Impact du franchissement d'obstacle sur l'Indice d'Inconfort Articulaire	149
IV.1.	Méthode	150
IV.1.1.	Population	150
IV.1.1.1.	Critères inclusion	151
IV.1.1.2.	Procédure expérimentale	151
IV.1.2.	Outils de mesure	152
IV.1.2.1.	Mesure de la cinématique et de la cinétique	152
IV.1.2.2.	Données analysées	152
IV.1.3.	Analyse de données	153
IV.2.	Résultats	153
IV.2.1.	Indice d'Inconfort Articulaire global	153
IV.2.2.	Indice d'Inconfort Articulaire focal	155
IV.2.2.1.	Épaule	155
IV.2.2.2.	Coude	155
IV.2.2.3.	Poignet	155
IV.2.3.	Analyse cinétique du franchissement d'obstacle	157
IV.3.	Discussion	158
PARTIE IV	Conclusions et Perspectives	161
I.	Bilan des principaux résultats	162
II.	Perspectives	166
II.1.	Vers la mise en place d'une éducation thérapeutique	166
Annexes		167
Annexe 1 : Construction des repères segmentaires.		168
Annexe 2 : Questionnaire		173
Annexes 3 : Tableau des règles		175
Annexe 4 : Résultats étude 1		181
Annexe 5 : Résultats étude 2		185
Annexe 6 : Résultats étude 3		189
Références		191

LISTE DES FIGURES

Figure 1: Evaluation des maladies professionnelles depuis 2000	30
Figure 2: Mobilités de l'épaule issu de Kapandji 2002	32
Figure 3: Mobilités du coude issu de Kapandji 2002	32
Figure 4: Mobilités du poignet issu de Kapandji 2002	33
Figure 5: Dynamique d'apparition des TMS-MS, extrait du guide des préventeurs (www.inrs.fr)	35
Figure 6: Combinaison des facteurs pouvant causer des lésions aux articulations (Putz-Anderson 1988)	37
Figure 7: Postures contraignantes de la main entraînant un risque de lésion (Simoneau 2005)	38
Figure 8 : Représentation de la compression du canal carpien suivant trois postures de la main	39
Figure 9: Seuil de perturbation sanguine pour différentes flexions et abductions des bras	39
Figure 10: Diminution de la force résultant en fonction des différentes postures du poignet	41
Figure 11: Prévention des TMS et compétences	43
Figure 12: Organisation de la démarche ergonomique	44
Figure 13: Paramètres techniques de la propulsion du fauteuil roulant. HC = angle de contact initial ;	52
Figure 14: Les différentes techniques de propulsion	53
Figure 15: Rotation des forces agissant sur x et y pour obtenir la composante tangentielle (F_{tan}) et radiale (F_{rad}). [Cooper et al. 1997]	54
Figure 16: Protocole d'expérimentation en laboratoire. Visualisation des 3 phases du transfert	56
Figure 17: Mesures anthropométriques nécessaires aux choix et réglages du FRM (Copper 1998).	61
Figure 18: Position recommandée de la main lors d'un transfert	69
Figure 19: Schéma de l'indice biomécanique d'inconfort articulaire	77
Figure 20: Situations d'usage du FRM les plus fréquentes	78
Figure 21: Étape de capture du mouvement comprenant : les systèmes de capture, la modélisation ainsi et la génération de données	78
Figure 22: Diagramme des corps libres et notation des torseurs de la dynamique inverse	80
Figure 23: Notation générique des segments (Dumas et al 2004)	81
Figure 24: Axes de rotation pour les trois articulations du membre supérieur	82
Figure 25: Placements des marqueurs.	85
Figure 26: SMARTWheel	86

Figure 27: Exemple de représentation graphique des forces à la roue durant la phase de poussée mesurée par la SMARTWheel. Fx (+) : horizontal vers l'avant, Fy (+) : vertical vers le haut et Fz (+) : latéral. _____	86
Figure 28: Roue instrumentée TSR _____	87
Figure 29: Système instrumenté enregistrement des transferts _____	89
Figure 30: Étape correspondant à l'analyse des Troubles Musculo-Squelettiques pour la création de l'Indice d'inconfort _____	91
Figure 31: Représentation simplifiée d'une commande floue _____	91
Figure 32: Structure de commande floue _____	92
Figure 33: Schématisation de l'univers du discours _____	93
Figure 34: Les principales formes de fonctions d'appartenance _____	94
Figure 35: Module d'inférence d'un système flou _____	100
Figure 36: Niveau de pondération _____	102
Figure 37: Évaluation des règles selon la méthode max-min (Mandani) (Mizumoto 1995). _____	109
Figure 38: Evolution de la moyenne de l'Indice d'Inconfort Articulaire global (cinétique et cinématique combinée) lors de la propulsion (cycles normalisés) sur sol plat à vitesse spontanée _____	114
Figure 39: Schéma du positionnement du FRM sur le Tapis roulant : (a) vue horizontale (b) vue sagittale inclinaison 0° (c) vue sagittale inclinaison 4,8°. _____	121
Figure 40: Représentation graphique de l'Indice d'Inconfort Articulaire global et focal de la propulsion sur différents niveaux de pente au cours du cycle de propulsion. La délimitation entre la phase de poussée et de retour pour chaque niveau de pente est représentée par une ligne verticale de même couleur que l'IIA. Les seuils d'inconfort moyen (0,25) et important (0,75) sont représentés par des lignes horizontales _____	125
Figure 41: Cinématique du tronc au cours du cycle de propulsion _____	129
Figure 42 : Cinématique des membres supérieurs au cours du cycle de propulsion _____	130
Figure 43 : Cinétique des membres supérieurs au cours du cycle de propulsion _____	131
Figure 44 : Représentation schématique des trois stratégies étudiées « a) FLEX : condition tronc fléchi (b) NAT : condition naturelle et (c) UP : stratégie verticale _____	140
Figure 45: Indice d'inconfort global et focal du membre suiveur au cours du transfert selon les différentes stratégies de tronc. _____	145
Figure 46: Indice d'inconfort global et focal du membre leader au cours du transfert selon les différentes stratégies de tronc _____	146
Figure 47: Évolution de l'Indice d'Inconfort Articulaire global et Focal en cinématique et cinétique et combiné au cours du franchissement normalisé de 0 à 100 % (gris) et de la propulsion sur sol plat (noir). _____	156
Figure 48: Cinématique et Cinétique de l'épaule des membres Leader et Suiveur lors d'un transfert selon 3 stratégies de tronc _____	185
Figure 49 : Cinématique et Cinétique du coude des membres Leader et Suiveur lors d'un transfert selon 3 stratégies de tronc _____	186

Figure 50 : Cinématique et Cinétique du poignet des membres Leader et Suiveur lors d'un transfert selon 3 stratégies de tronc _____ 187

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1: Pathologies d'hyper sollicitation de l'épaule et du membre supérieur (Pujol, 1993)	33
Tableau 2: Amplitudes maximales selon les articulations selon American Academy of Orthopaedic (1966) et Kapandji (2005)	40
Tableau 3: Principaux moyens de mesures des outils d'évaluations (Burdorf & Van der Beek 1999)	46
Tableau 4: Résumé des actions des différents outils d'évaluation	47
Tableau 5: Préconisations des réglages du fauteuil roulant manuel dans la littérature issue de (Louis 2010)	63
Tableau 6: Angles d'apparition d'un inconfort articulaire au niveau du poignet	95
Tableau 7: Angles d'apparition d'un inconfort articulaire au niveau du coude	96
Tableau 8: Angles d'apparition d'un inconfort articulaire au niveau de l'épaule	96
Tableau 9: Valeurs d'apparition d'un inconfort articulaire à partir des efforts mécaniques	98
Tableau 10: Valeurs d'apparition d'un risque de TMS pour les variables propres au FRM	99
Tableau 11: Importance de l'articulation dans la survenue de TMS	102
Tableau 12: Importance du degré de liberté pour chaque articulation suite à l'analyse de la connaissance clinique auprès d'un panel d'experts	102
Tableau 13: Pertinence de la relation entre les facteurs de risques biomécaniques et des TMS-MS (NIOSH 1997) SCC : syndrome canal carpien	103
Tableau 14: Caractéristiques de la population expérimentale 1	120
Tableau 15: Mesure de la durée des phases du cycle de propulsion pour chaque pente et de l'angle de poussée initial, final et total (moyenne \pm écart type) avec un pourcentage de comparaison par rapport à 0°. Définition du pattern de propulsion pour chaque condition : Semi-circulaire, Arc, Simple boucle et Double boucle.	124
Tableau 16: Pourcentage d'évolution de l'Indice d'Inconfort Articulaire des phases de poussée et de retour en fonction de la pente (%)	128
Tableau 17: caractéristiques de la population expérimentale 1	139
Tableau 18: Pourcentage d'évolution de l'Indice d'Inconfort Articulaire lors des trois phases d'un transfert selon la stratégie de tronc utilisé (%)	144
Tableau 19: Caractéristique de la population : genre, taille, âge, poids et niveau lésionnel	151
Tableau 20: Distribution de l'Indice d'Inconfort Articulaire selon le niveau d'inconfort (faible, moyen important) au cours des trois phases du franchissement d'obstacle et des deux phases de la propulsion (%)	154
Tableau 21: Pic de moments (Nm) de chaque articulation au cours des trois phases du franchissement	157

Tableau 22:liste des marqueurs positionnés sur les sujets	168
Tableau 23:Repères anatomiques et séquences utilisées pour le calcul des angles articulaires. Le repère ($X_g ; Y_g ; Z_g$) représente le repère global. Basé sur [Louis 2009]	171
Tableau 24: Distribution l'Indice d'Inconfort Articulaire cinématique et cinétique de chaque articulation et chaque degré de liberté au cours des phases de poussée et de retour en fonction de la pente (%)	183
Tableau 25: Distribution de l'Indice d'Inconfort Articulaire global au cours des phases de poussée et de retour en fonction de la pente (%)	184
Tableau 26 : Distribution de l'Indice d'Inconfort Articulaire au cours des trois phases du franchissement d'obstacle	189

LISTE DES ABREVIATIONS

ARC	Arc de cercle
AVQ	Activités de la vie quotidienne
BM	Blessé médullaire
BR	Base des règles
CDG	Centre de gravité
CRIR	Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation
Ddl	Degré de liberté
DLOP	Double boucle
FEF	Fraction de la force effective
FP	Fréquence de propulsion
FR	Fauteuil roulant
FRM	Fauteuil roulant manuel
IIAf	Indice d'Inconfort Articulaire focal
IIAg	Indice d'Inconfort Articulaire global
L'ETP	Éducation thérapeutique
LF	Logique floue
MP	Maladie professionnelle
MS	Membre supérieur
PAPAW	Pushrim-activated power-assisted wheelchair
RMSE	Erreur quadratique moyenne
SC	Semi-circulaire
SCC	Syndrome du canal carpien
SLOP	Simple boucle
SPT	Transfert par pivot
TMS	Trouble musculo-squelettique

BIBLIOGRAPHIE PERSONNELLE

I. Valorisation des travaux de thèse

- *Revues internationales avec comité de lecture [1 + 2]*
 - *Publiées ou acceptées*

Marchiori C, Bensmail D, Gagnon D & Pradon D [2015], Manual wheelchair satisfaction among long-term users and caregivers: A French study. J Rehabil Res Dev. 52(2):181–92

- *soumises ou en corrections*

Marchiori C, Desroches G, Gagnon D, & Bensmail D, Pradon D. [2015], The Use of a Novel Method to Compute Upper limb joint dynamics during curb ascent in manual wheelchair: A proof of concept. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering ([soumis](#))

Marchiori C, Gagnon D & Pradon D [2015], Quantification of upper limb risk musculoskeletal disorders : A study of manual wheelchair propulsion Plos one ([soumis](#))

- *Revue nationale avec comité de lecture [1]*

Marchiori C, Pradon D, Gagnon D & Bensmail D (2015), Quotation of upper limb risk musculoskeletal disorders: Particular case of manual wheelchair propulsion and curb ascent. Science et motricité ([soumis suite Selection Sofamea](#))

- *Conférences nationales avec comité de lecture et actes [2]*

Marchiori, C., Gagnon, D., Bensmail, D., & Pradon, D. [2015]. Quotation of upper limb risk musculoskeletal disorders by Fuzzy Logic: Particular case of manual wheelchair propulsion. « Congrès SOFAMEA », Genève [Suisse] 5-7 février 2015.

Marchiori, C., Desroches, G., Gagnon, D., Bensmail, D., & Pradon, D. [2014]. Analysis biomechanics of the 3D angle of the upper limb: study of manual wheelchair obstacle climbing. « 22e société de biomécanique », Valenciennes [France] 22-23 août 2014. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 17 Suppl 1, 170–1.

- *Conférences invitées [1]*

Marchiori, C., Gagnon, D., Pradon D. Les troubles musculo-squelettiques des utilisateurs de fauteuil roulant, Conférencière invitée Journée Scientifique IFMK VICHY, Octobre 2012

- *Communication affichée [1]*

Marchiori, C., Desroches, G., Gagnon, D., Bensmail, D., & Pradon, D. [2014]. Cotation du risque de Troubles musculo-squelettiques du Membre Supérieur par Logique Floue. Cas particulier de la propulsion en Fauteuil roulant Manuel « 22e société de biomécanique », Valenciennes [France] 22-23 août 2014.

II. Autres travaux

- *Revues internationales avec comité de lecture [2]*

Marchiori, C., Roche, N., Vuillerme, N., Zory, R., & Pradon, D. [2014]. Effect of multisite botulinum toxin injections on gait quality in adults with cerebral palsy. Disability and Rehabilitation, (i), 1–4.

Roche, N., Pradon, D., Cosson, J., Robertson, J., Marchiori, C., & Zory, R. [2014]. Categorization of gait patterns in adults with cerebral palsy: a clustering approach. Gait & Posture, 39[1], 235–40.

- *Conférences nationales avec comité de lecture et actes [4]*

Marchiori C., Vuillerme N., Rech R., Pradon, D. Utilisation du Gillette Gait Index dans l'Évaluation de la marche de l'adulte Paralysé Cérébral après injection de toxine, Congrès SOFAMEA , Nice, Janvier 2012

Pradels A., Vuillerme N., Marchiori, C., Pradon D. Influence of thickness of external angled wedge on the biomechanics of the knee during standing, 1 st International Congress « Scientific testing of orthotic devices », Aix-les-Bains [France], 22-26 mars 2011

Pradels, A., Vuillerme, N., Marchiori, C., & Pradon, D. [2011]. Effet des éléments podologiques pronateurs de différentes épaisseurs sur les moments articulaires au niveau des genoux lors d'une tâche de marche. Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology, 41[4], 218.

Marchiori C, Boudarham J, Zory R, Rech C, Bensmail D, Roche N, Pradon D. Effects of botulinum toxin injection on spatiotemporal parameters of gait on adult with cerebral palsy. « 26e congrès de la SOFMER », Nantes [France], 13-15 octobre 2011.

○ *Communications affichées [3]*

Marchiori, C ; Iddir ;J, Sedde ;L Guillon ;B & Pradon, de [2013] Représentativité des paramètres biomécaniques obtenus lors Manuel Wheelchair Propulsion Test 6 Minutes et lors d'un test en situation écologique SOFAMEA (Luxembourg) janvier 2013

Boudarham J, Marchiori C, Zory R, Genet F, Bensmail D, Roche N, Pradon D. . [2011]. Effects of dynamic ankle-foot orthosis on biomechanics parameters of gait in hemiparetic patients. « 26e congrès de la SOFMER », Nantes [France], 13-15 octobre 2011.

Marchiori, C., Boudarham, J., Zory, R., Rech, C., Bensmail, D., Roche, N., & Pradon, D. [2011]. Effet d'une injection de toxine botulique sur les paramètres spatio-temporels de la marche de l'IMC adulte. « 26e congrès de la SOFMER », Nantes [France], 13-15 octobre 2011.

○ *Brevet [1]*

Marchiori, C. (25 %), Brochard, L. (25 %), Hembert, G.(25 %), Kase, M.(25 %), « *Siège modulaire* » déposé le 02 avril 2014 sous le N° 14 52898

INTRODUCTION GENERALE

Le terme Trouble Musculo-Squelettique (TMS) s'emploie pour désigner un ensemble de pathologies d'origine professionnelle ou non professionnelle, qui sont produites par l'hyper sollicitation de l'appareil locomoteur (tronc, membres supérieurs et inférieurs). Le travail a notamment été mis en évidence comme facteur de risque de TMS du membre supérieur (TMS-MS) [INRS 1996; Armstrong et al. 1993; Bernard et al. 1997; Buckle & Devereux 1999]. Ces études ont ainsi montré la nécessité d'améliorer notamment l'ergonomie du travail, car au-delà de la souffrance humaine, les TMS-MS sont à l'origine de déficits fonctionnels gênant l'activité professionnelle, constituant de ce fait, un fort impact économique pour la société. En effet, les coûts économiques et sociaux des TMS sont exorbitants, et ce quel que soit le pays. Ils nécessitent la mise en place de plan de prévention dans tous les domaines pouvant être touchés par ces troubles [Aptel & Aublet-Cuvelier 2005].

Les TMS peuvent résulter de l'application de contraintes biomécaniques soutenues et/ou répétées associées à un état de stress. La combinaison des facteurs entre eux augmentant très fortement la probabilité de survenue de la pathologie.

La compréhension des mécanismes à l'origine de la survenue des TMS, et les nombreuses études issues du monde du travail ont permis de mettre en avant une démarche de prévention et des outils d'évaluation. Les évaluations formelles sont l'occasion de dresser un bilan et d'orienter les actions de prévention. Malheureusement, les méthodes de mesures directes les plus précises et les plus fiables nécessitent un investissement important en termes de ressources et demeurent difficiles à interpréter. La diversité des moyens proposés pour évaluer un effort musculaire en situation de travail témoigne de la difficulté d'aboutir à un consensus sur un outil d'évaluation. Actuellement, il n'existe pas d'outil simple qui fasse l'unanimité, et chaque outil n'évalue pas la même tâche. Bien que de nombreux outils d'évaluation existent dans la littérature, très peu sont connus des utilisateurs.

Outre le monde du travail, il existe d'autres situations à fort risque de TMS telles que l'utilisation d'un fauteuil roulant manuel (FRM). En effet, les pathologies dégénératives et douloureuses du MS chez les utilisateurs de FRM ont une prévalence très importante ainsi qu'un impact sur la vie fonctionnelle de la personne déjà dépendante. Ces pathologies représentent aussi un coût important au regard de la dépendance

accrue vis-à-vis de tierces personnes, aux réponses thérapeutiques et aux prises en charge qui y sont associées [Sie et al. 1992; Salisbury et al. 2003].

Les habiletés liées au FRM sont nombreuses et la maîtrise de ces dernières est indispensable à l'amélioration de l'autonomie et de la qualité de vie. Cependant, l'utilisation du FRM et la surutilisation du MS peuvent être délétères à l'individu. En effet, l'usage quotidien du FRM entraîne des pathologies d'hyper sollicitation. Ces pathologies ne sont pas spécifiques à l'utilisateur de FRM, mais leur prévalence est supérieure par rapport à la population valide. La prévention des blessures d'hyper sollicitation est un enjeu majeur et passe donc par l'évaluation des situations de la vie quotidienne.

La prévention des TMS-MS chez les utilisateurs de FRM peut intervenir à deux niveaux. Le premier au niveau matériel et le second au niveau gestuel. En effet, outre les indications de réglages du fauteuil et l'aide à la propulsion, il existe peu d'outils de prévention des TMS. Il est donc important d'intervenir en amont et de limiter au maximum les situations à risques. Comme il est difficile pour l'utilisateur de limiter son utilisation du fauteuil sans limiter son autonomie, il est nécessaire d'intervenir au niveau gestuel, d'identifier et d'enseigner les « bons gestes » à réaliser pour prévenir le plus longtemps possible la survenue des TMS.

La prévention durable des TMS doit passer par une évaluation de l'hyper sollicitation de l'appareil musculo-squelettique des utilisateurs lors de la réalisation des activités de la vie quotidienne et par l'analyse des réglages du FRM. En effet, l'analyse de l'activité d'une part et les ajustements du FRM d'autre part sont un des déterminants essentiels à l'anticipation des TMS.

Ainsi, ce travail de thèse a pour objectif principal de développer un Indice d'Inconfort Articulaire Biomécanique (IIAB) afin d'identifier les situations à risques de TMS chez les utilisateurs de FRM. L'objectif secondaire est d'investiguer le niveau de risque de chaque articulation afin d'identifier les articulations les plus sensibles au cours des activités. La *PARTIE I* de ce manuscrit introduit le cadre théorique, à la suite duquel nous exposerons la problématique de recherche ainsi que les objectifs de travail. La *PARTIE II* détaille la création de l'indice d'inconfort et dans la *PARTIE III* sont exposées les 3 études menées afin de répondre à la problématique de recherche. Enfin, la *PARTIE IV* comprend une discussion générale ainsi que les perspectives et objectifs de recherches envisagées.

PARTIE I

CADRE THEORIQUE

Sans être exhaustif ce chapitre a pour objectif de présenter les connaissances existantes sur les TMS-MS, qu'elles soient issues du monde du travail ou associées à l'utilisation du FRM. Pour cela seront abordés dans un premier temps les TMS et le travail. Nous nous attacherons à présenter plus particulièrement celles du membre supérieur, le fort enjeu social qu'elle représente ainsi que leur physiopathologie et leurs mécanismes d'apparitions, puis nous nous focaliserons sur les facteurs de risques. Nous allons ensuite préciser la démarche ergonomique et plus particulièrement la méthode de prévention et les outils d'évaluations existants.

Dans un second temps, nous nous focaliserons sur le cas particulier de l'utilisation du FRM. Afin de comprendre l'apparition des TMS, nous nous attacherons à identifier les différents utilisateurs puis à détailler les différentes habiletés motrices associées à la manipulation du FRM. Pour terminer, nous précisons la physiopathologie de l'utilisation du FRM et plus particulièrement la prévalence des TMS ainsi que, les traitements et préventions mis en place.

III. Les troubles musculo-squelettiques et le monde du travail

Les TMS ou affections péri articulaires s'emploient pour désigner un ensemble de pathologies d'origine professionnelle ou non professionnelle, qui sont produites par l'hyper sollicitation de l'appareil locomoteur (tronc, membres supérieurs et inférieurs). Cette expression « parapluie » regroupe diverses pathologies de l'appareil locomoteur dont la douleur est l'expression manifeste. Douleur qui, le plus souvent, s'associe à une gêne fonctionnelle qui peut être invalidante. Si les localisations corporelles concernées peuvent être nombreuses, nous nous intéresserons dans notre travail aux TMS-MS, qui résultent d'abord de l'application de contraintes biomécaniques soutenues et/ou répétées.

III.1. Définition des troubles musculo-squelettiques

En 2000 le groupe européen de recherche, le SALTSA définit les TMS comme « une plainte de l'appareil locomoteur se traduisant par une fatigue, des lourdeurs, des douleurs ou une impotence fonctionnelle ». Le terme « TMS » a l'avantage de ne pas présupposer une origine professionnelle. Néanmoins, de nos jours le terme, TMS est souvent associé au monde du travail. Aptel et al. (2002) définit les TMS comme des maladies multifactorielles à composante professionnelle [Aptel, Aublet-Cuvelier & Cnockaert 2002]. De même pour Derriennic et al. (1997), les TMS sont “un ensemble d'affections des tissus mous péri articulaires (muscles, tendon, gaines synoviales, bourses séreuses, micro vascularisation, nerfs) des membres et du tronc qui

surviennent chez le travailleurs” ou encore l’Organisation Mondiale de la Santé qui les définit comme un « trouble résultat d’un certain nombre de facteurs où l’environnement de travail et la réalisation du travail contribuent de façon significative dans différentes mesures aux causes de la maladie » [Derriennic et al. 1997; Organisation mondiale de la santé 1983]. Cette association au monde du travail n’est pas nouvelle, au début du 18^{ème} siècle Ramazzini travaillait déjà sur les mouvements répétitifs des mains et ses conséquences durant le travail.

De nombreux auteurs ont mis en évidence le travail comme facteur de risque de TMS-MS [INRS 1996; Armstrong et al. 1993; Bernard et al. 1997; Buckle & Devereux 1999]. Ces études ont ainsi montré la nécessité d’améliorer notamment l’ergonomie du poste du travail car au-delà de la souffrance humaine, les TMS-MS sont à l’origine de déficits fonctionnels gênant l’activité professionnelle, constituant de ce fait, un fort impact économique pour la société à la fois parce que ce sont les maladies professionnelles les plus fréquentes mais aussi parce qu’ils sont à l’origine d’un important absentéisme et donc d’une perte d’efficacité pour l’entreprise.

III.2. Les TMS : un enjeu sociétal et économique

Depuis plus de 10 ans, toutes les statistiques sur le sujet montrent une augmentation du nombre de TMS, ce qui en fait aujourd’hui en France la maladie professionnelle (MP) la plus répandue. En effet, à l’heure actuelle les TMS sont responsables des ¾ des MP, 74% étant des affectations articulaires (MP57 : Maladie Professionnelle prévues à l’article R. 461-3, associées au tableau n°57 de l’annexe II modifié par le Décret n°2012-937 du 1er août 2012 - art. 1.) [Aptel & Aublet-Cuvelier 2005]. Les MP57 regroupent une dizaine de pathologies différentes, mais 5 maladies représentent à elles seules 90 % des MP (épaules enraidie, syndrome du canal carpien, épicondylite latéral et medial, épaule simple) [Abadia et al. 2010]. Le nombre de MP57 a été multiplié par 8 en 11 ans (2602 en 1992 contre 21126 en 2002) [Aptel & Aublet-Cuvelier 2005]. De plus, alors que le taux d’augmentation annuel des MP57 restait jusqu’alors stable autour de 20%, il s’est établi à 33% en 2002. Loin de s’atténuer, l’augmentation des MP57 connaît un accroissement important. En 2009, ce chiffre est encore en hausse de 12% par rapport à l’année précédente et de 5,7% en 2010 passant à 39% de cas (figure 1).

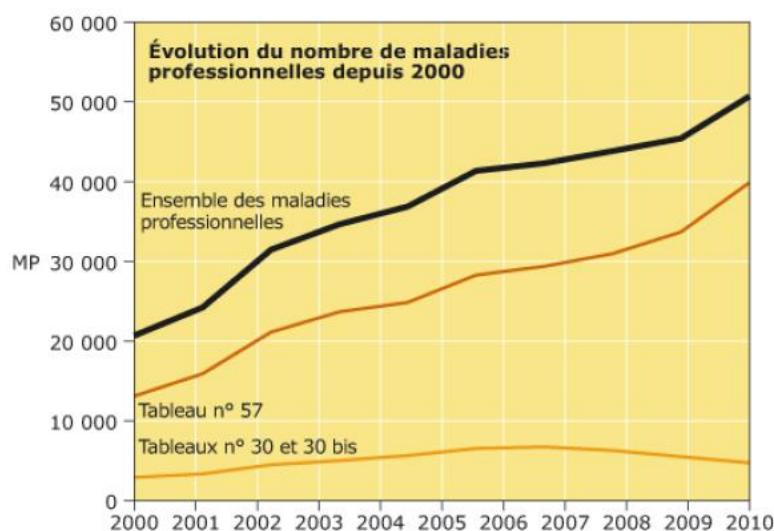


Figure 1: Evaluation des maladies professionnelles depuis 2000
Extrait du dossier « Statistiques 2010 » (www.inrs.fr)

L'accroissement des MP est lié à celui des TMS en général et, spécifiquement à celui des TMS-MS [Bourgeois et al. 2000]. Or, face à un tel accroissement, la question de la mise en perspective de ces données s'impose afin d'envisager les évolutions probables de ce risque dans les années à venir et les enjeux de santé qui en découlent. Elle se fonde sur des données économiques et sociodémographiques. En premier lieu, le risque de TMS-MS est intrinsèquement lié au travail et à son évolution. L'intensification du travail, les nouvelles modalités de production et d'organisation du travail sont les facteurs de risque indirects de TMS-MS [Bourgeois et al. 2000; Buckle & Devereux 1999]. En termes de santé au travail, ces facteurs de risque indirects ne sont que les phénomènes qui ont induit, au poste de travail et plus largement dans l'entreprise, l'apparition des facteurs de risque directs de TMS. Les facteurs de risque directs sont d'origine biomécanique (efforts, répétitivité et postures articulaires extrêmes) et sont liés au stress et aux facteurs psychosociaux [Aptel, Aublet-Cuvelier & Cnockaert 2002; Bernard et al. 1997; Lasfargues 2003].

Le problème des TMS semble généralisé à tous les pays industrialisés. Un rapport de synthèse de l'agence européenne pour la sécurité et la santé au travail souligne l'importance du problème en Europe avec des prévalences de TMS comprises entre 20 et 45 % des travailleurs européens pour la nuque et le membre supérieur au cours des 12 derniers mois [Buckle & Devereux 1999]. Cette évolution est non seulement observée dans les pays industrialisés mais aussi dans les pays émergents. Le coût des TMS, considérable pour les sociétés industrialisées est difficile à chiffrer dans la mesure où il existe des coûts directs (prise en charge médicale, pharmaceutique, hospitalière et indemnités journalières) et des coûts indirects (conséquences productives pour l'entreprise). Les coûts directs de cette explosion de cas deviennent de plus

en plus importants pour la société, et les coûts sont estimés deux fois supérieurs par Forcier et al. (1995). En effet, l'augmentation des coûts directs représentés par les MP est globalement imputable à l'évolution des TMS. "Sur la période 93-95, le poids des dépenses des MP57 est passé de 47,2 à 59,6 % du total des dépenses inhérentes à l'ensemble des MP" (Bourgeois et al. 2000 (p. 44)). Le coût moyen des MP57 indemnisée est passé de 7500 € par maladie en 1989 à près de 15000 € en 1992 [Pujol & Soulat 1996]. Pour Toomingas (1998; cité par Piette et al. 2001), les coûts directs auraient représenté, en 1991, 20 à 25 % de tous les coûts médicaux des pays scandinaves. En Angleterre, les coûts seraient de l'ordre de 1,25 milliard £ GBP [Piette et al. 2001].

Les couts économiques et sociaux exorbitants des TMS, et ceux quel que soit le pays nécessitent la mise en place de plan de prévention dans tous les domaines pouvant être touché par ces troubles [Aptel & Aublet-Cuvelier 2005].

III.3. La physiopathologie des troubles musculo-squelettiques

Les TMS-MS résultent d'un déséquilibre entre les capacités fonctionnelles de l'individu et des sollicitations qui apparaissent dans un contexte de travail notamment, sans possibilité de récupération suffisante. Ils résultent de contraintes biomécaniques appliquées à des structures saines ou préalablement lésées (aigues ou chroniques). Bien que la symptomatologie clinique des TMS soit pauvre et que la douleur en est souvent le seul signe, ces TMS affectent principalement les muscles, les tendons et les nerfs [Forcier et al. 1995]. Les pathologies peuvent être différenciées selon les zones corporelles atteintes (poignets, coudes, épaules, nuque). En effet, d'une part, les entités anatomiques mises en jeu ne sont pas les mêmes, et, d'autre part, les contraintes biomécaniques diffèrent selon les articulations concernées. Afin de mieux appréhender les risques de TMS-MS et leur physiopathologie, un petit rappel anatomique est nécessaire.

III.3.1. Rappels anatomiques

Le membre supérieur possède une grande mobilité et peut être divisé en deux parties : le bras et l'avant-bras, comprenant les complexes articulaires de l'épaule, du coude et du poignet. **L'épaule**, articulation proximale du membre supérieur, est la plus mobile de toutes les articulations du corps humain [Kapandji 2005]. Cette grande mobilité lui permet d'orienter le membre supérieur par rapport aux trois plans anatomiques (figure 2) :

- Dans plan frontal, un mouvement *d'abduction-adduction* permet d'écarter ou de rapprocher le membre du plan de symétrie du corps

- Dans le plan sagittal, un mouvement de *flexion-extension* amène le bras en avant ou en arrière du corps.
- Dans le plan transversal, un mouvement de *rotation interne (ou médiale)* ou *externe (latérale)* porte la main en dedans ou en dehors de l'axe de l'humérus.

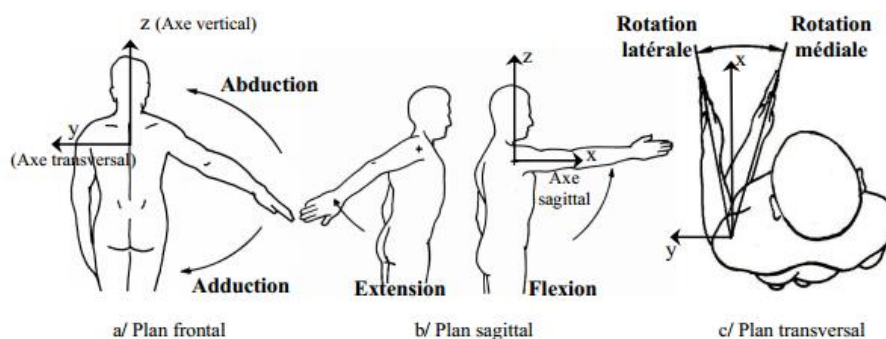


Figure 2: Mobilités de l'épaule issu de Kapandji 2002

Le coude est une articulation intermédiaire du membre supérieur et réalise la jonction mécanique entre le bras et l'avant-bras. Ces capacités autorisent une plus grande mobilité de la main grâce à ses deux degrés de liberté (figure 3) :

- La *flexion-extension* qui permet l'éloignement ou le rapprochement de la main du corps
- La *prono-supination* qui correspond à une rotation de l'avant-bras autour de son axe longitudinal

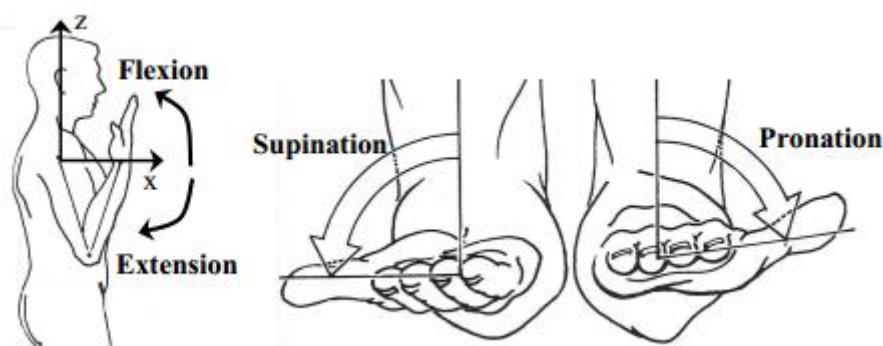


Figure 3: Mobilités du coude issu de Kapandji 2002

Et enfin, le complexe articulaire du **poignet** qui possède deux degrés de liberté (figure 4) :

- *Flexion-extension* (représenté par les flèches 1 et 2 autour de l'axe AA')
- *Abduction-adduction* (représenté par les flèches 3 et 4 autour de l'axe BB')

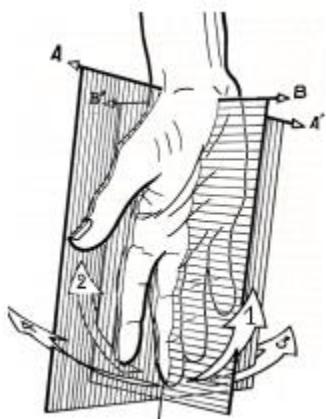


Figure 4: Mobilités du poignet issu de Kapandji 2002

Les principales pathologies rencontrées figurent dans le tableau 1 repris de Pujol (1993, p7).

Tendinopathies	Coiffe des rotateurs, long biceps/ épicondyliens/ épitrochléens fléchisseurs, extenseurs (main et doigts)
Syndromes canaux	Sus-scapulaires/ circonflexe/ grand dentelé/ musculo-cutané/ radial au coude/ cubital au coude/ médian (canal carpien)/ cubital (canal de Guyon)
Hygromas	Du coude/ du dos des phalanges
Syndromes osseux	Arthroses microtraumatiques (poignet, base du pouce)/ nécroses induites par vibrations (Köhler, Kienböck)
Syndromes vasculaires	Troubles angioneurotiques/ syndrome marteau hypothénar/ syndrome marteau thénar

Tableau 1: Pathologies d'hyper sollicitation de l'épaule et du membre supérieur (Pujol, 1993)

Selon Pujol (1993, p7-8), ces atteintes ont en commun le fait qu'elles concernent des tissus mous qui vont être lésés essentiellement en raison des rapports anatomiques ou fonctionnels qu'ils entretiennent avec une structure mobile articulaire :

- **soit pour la protéger** : bourses séreuses (hygromas ou bursites). La principale contrainte est la tension qui peut être faible au niveau intensité mais maintenue dans le temps ou de forte intensité, à savoir au-delà de 20% de la force musculaire maximale. Cette contrainte peut

engendrer une fatigue musculaire ou des troubles de dysfonctionnement de la fibre musculaire. Le symptôme de la douleur musculaire est appelé myalgie.

- **soit pour la mobiliser**: tendons, leurs insertions périostées et leurs gaines (tendinites, ténopériostites, ténosynovites); Les principales contraintes mécaniques qui s'exercent sur le tendon sont les forces de tractions développées par le muscle lors des efforts musculaires ainsi que des frottements et des compressions contre des tissus adjacents. Les tendinites (inflammation du tendon) et ténosynovites (inflammation du tendon et de sa gaine) représentent les formes courantes des atteintes dues à des traumatismes répétés.
- **soit du seul fait de leur proximité articulaire**, leur passage dans les défilés anatomiques inextensibles, les empêchant de se dérober pour fuir les agressions mécaniques dues aux mouvements répétés (syndromes canaux). La compression du nerf est la principale contrainte mécanique qu'il subit. Elle peut provoquer une prolifération de tissu conjonctif dans l'enveloppe de ce nerf, entraînant un blocage, au moins partiel de la microcirculation sanguine dans les vaisseaux du nerf. Cela va perturber la propagation des messages sensitifs et moteurs dans les fibres nerveuses.

III.4. Les différents mécanismes d'apparition des troubles musculo-squelettiques

L'analyse des TMS a permis de mettre en évidence différents mécanismes d'apparition. Ces mécanismes peuvent se diviser en trois catégories d'analyse. Nous résumerons de manière sommaire ici, les trois approches liées à l'apparition de la pathologie

- **L'approche biomédicale**, qui a conduit à envisager les TMS comme une pathologie des articulations et des tissus mous.
- **L'approche construite autour de sciences humaines** telles que la psychologie du travail, la psychopathologie ou encore la psychodynamique, qui conduit à envisager les TMS comme une atteinte globale à la santé du travailleur.
- **L'approche ergonomique**, qui considère davantage les TMS comme une pathologie de l'organisation du travail.

Dans la suite du travail, nous porterons notre attention sur l'approche biomédicale et l'identification des facteurs de risques à l'origine de la survenue de TMS. L'approche biomédicale constitue aujourd'hui l'approche dominante afin d'expliquer la survenue de la pathologie chez les travailleurs. Les résultats des recherches biomédicales permettent de comprendre la manière dont se traduisent au niveau organique les

atteintes recouvertes sous le terme de TMS. Aussi, elles ont mis en évidence un certain nombre de facteurs très locaux d'explication de la survenue des TMS, principalement en termes de force exercée, d'angulation, de fréquence, et de durée. Les TMS sont consécutifs à l'application itérative ou brutale de contraintes mécaniques externes, qui entraînent une sollicitation des structures tissulaires péri-articulaires. Les modèles biomédicaux des TMS sont basés sur l'identification des contraintes qui peuvent être directement liées aux processus physiologiques à l'origine des TMS, ou déclencher des processus menant à l'apparition des TMS [Forcier et al. 1995; Lasfargues 2003]. L'identification des facteurs susceptibles d'engendrer ce type de contraintes est donc un enjeu important.

Nous avons précédemment souligné que les TMS-MS sont des pathologies multifactorielles qui peuvent résulter de l'application de contraintes biomécaniques soutenues et/ou répétées associées à l'état de stress. A la notion de TMS s'ajoute la notion de facteurs de risques. Ces derniers peuvent se répartir en deux grandes familles : les composantes individuelles et les composantes environnementales. Ils regroupent les facteurs biomécaniques et les facteurs psychosociaux. Eux-mêmes déterminés par l'organisation du travail et son contexte. La figure 5 propose une représentation de relations entre le risque de TMS-MS et les familles de facteurs de risque. Certaines de ces relations sont solides, comme celles entre les sollicitations biomécaniques et les TMS-MS mais certaines données font largement défaut, comme la pondération des facteurs de risque biomécaniques [Aptel et al. 2011]. Bien qu'exposé de manière linéaire, l'ensemble des facteurs sont liés.

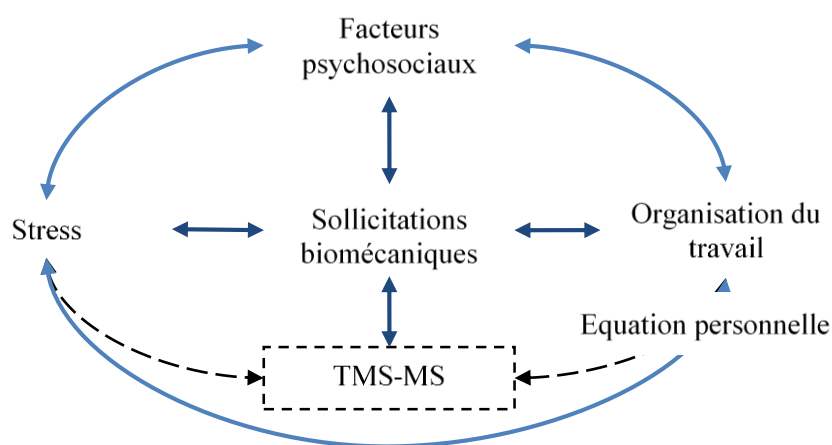


Figure 5: Dynamique d'apparition des TMS-MS, extrait du guide des préventeurs (www.inrs.fr)

L'approche biomédicale est basée sur l'étude des facteurs biomécaniques, des facteurs physiques et des facteurs individuels, qui constituent des facteurs de risque de TMS dits "directs".

III.4.1. Les différents facteurs de risques

III.4.1.1. Les facteurs physiques

Les facteurs de risque physiques renvoient à l'environnement physique de travail. Deux facteurs apparaissent principalement liés à la survenue des TMS : les basses températures et l'exposition aux vibrations [Silverstein et al. 1987; Buckle 1997; Malchaire et al. 1999].

III.4.1.2. Les facteurs individuels

De nombreux facteurs individuels peuvent être associés aux TMS [Forcier et al. 1995]: l'âge, le sexe, les caractéristiques anthropométriques, la consommation d'alcool, le tabagisme, certaines maladies (diabète, hypertension, etc.), et les antécédents de l'individu sont souvent évoqués. Les deux facteurs principalement étudiés sont l'âge et le sexe [Malchaire et al. 1999]. Les TMS-MS liés au travail sont plus nombreux chez les femmes que chez les hommes. La capacité fonctionnelle des tissus mous, ainsi que la résistance au stress diminuant avec l'âge, le seuil des sollicitations biomécaniques pouvant déclencher des TMS-MS sera plus faible chez une personne plus âgée. De plus l'ancienneté au travail augmente ce risque.

III.4.1.3. Les facteurs biomécaniques

Les principaux facteurs de risque professionnels responsables de la survenue des TMS sont d'ordres biomécaniques. La plus grande partie de la littérature traitant des troubles musculo-squelettiques se consacre aux troubles liés aux conditions de travail. De nombreuses études ont pu mettre en évidence les facteurs, relatifs à l'exécution du geste dans le cadre d'une situation de travail [Forcier et al. 1995; Pujol 1993; Silverstein & Hughes 1996; Crawford et al. 2008; Putz-Anderson 1988]. Ce sont les suivants :

- La force exercée,
- La répétitivité ou la fréquence de la situation. La répétition de mouvements courts, identiques, et exigeants une forte vitesse d'exécution, multiplie les contraintes subies au niveau des mêmes entités anatomiques,
- Le manque de repos ou la durée d'exposition,
- Les postures de travail. Il s'agit d'une part des postures de la zone corporelle où s'exprime la lésion (au niveau du poignet par exemple, pour les angulations extrêmes), mais également des positionnements des articulations et des segments corporels proches, voire de l'ensemble du corps. En effet, ces positionnements sont susceptibles d'avoir un impact important sur les groupes musculaires actifs, par exemple, ou encore de modifier le trajet d'un nerf, de l'étirer [Pujol 1993].

La combinaison des facteurs entre eux augmente très fortement la probabilité de survenue de la pathologie (figure 6) [Putz-Anderson 1988; INRS 1996; Roquelaure et al. 1997]. Dans la littérature de nombreux auteurs ont mis en évidence les risques importants de TMS, notamment au niveau du syndrome canal carpien lorsque le combinaison des forces importantes et la répétition des tâches était présente [Silverstein et al. 1987; Delgrosso & Boillat 1991; Hagberg et al. 1992; Loslever & Ranaivosoa 1993]. Les études de Silverstein et al. ont montré une multiplication du risque de TMS proche de 3 pour le canal carpien, lorsque la force requise par l'activité de travail est importante, et proche de 6 en cas de travail répétitif [Silverstein et al. 1986; Silverstein et al. 1987]. Mais l'interaction entre la force et la répétitivité fait croître le risque de TMS de manière beaucoup plus importante. Au moins pour le canal carpien, la posture semble être un facteur en retrait par rapport à la force et à la répétitivité [Bernard et al. 1997]. Cependant, l'interaction entre les trois facteurs joue un rôle important dans la survenue d'une pathologie [Tanaka & McGlothlin 1993].

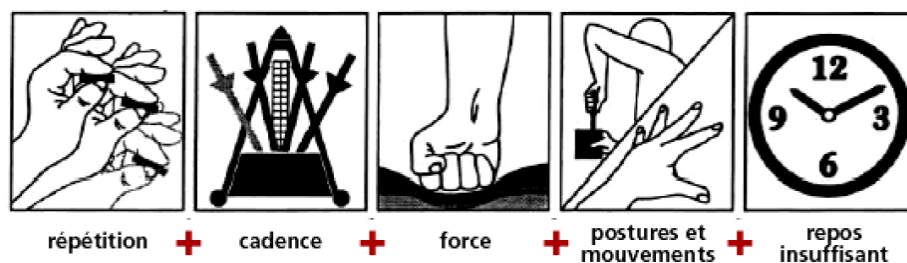


Figure 6: Combinaison des facteurs pouvant causer des lésions aux articulations (Putz-Anderson 1988)

Les TMS-MS résultent d'un déséquilibre entre les sollicitations biomécaniques et les capacités fonctionnelles de l'utilisateur. La connaissance plus précise des sollicitations biomécaniques est donc primordiale pour planifier au mieux la prévention des TMS.

Dans la suite nous porterons notre attention en détail sur les différents paramètres associés aux facteurs de risque biomécaniques.

III.4.1.3.1. Zones articulaires extrême.

On parle de positions articulaires extrêmes ou contraignantes lorsque celles-ci s'éloignent du « neutre articulaire » [Werner & Plancher 1998]. Le neutre articulaire étant la position à partir de laquelle les mesures des amplitudes articulaires sont effectuées [Epstein et al. 2000]. Au-delà de ces valeurs, l'inconfort augmente très rapidement ainsi que le risque de développer des TMS [Boninger et al. 1998; Shimada et al. 1998; Koontz

et al. 2002; Mukhopadhyay et al. 2007; Gil Coury et al. 1998]. De nombreux auteurs se sont intéressés aux liens pouvant exister entre les postures du poignet et le syndrome du canal carpien [Tanzer 1959; Gelberman et al. 1981; Loslever & Ranaivosoa 1993; Werner & Plancher 1998; Gellman et al. 2009] ainsi qu'aux liens entre les postures de l'épaule et la tendinite de la coiffe des rotateurs [Bateman 1967; Bayley et al. 1987; Flatow & Warner 1998; Baker & Merkley 2000; Yanai et al. 2000; Will 2005; Kuijpers et al. 2006; Viikari-Juntura et al. 2008].

C'est à partir de la définition de toutes les capacités de mouvements des articulations du MS qu'a pu être étudié les différentes postures à l'origine de TMS.

a. *Poignet*

Les différents mouvements au voisinage des butées articulaires augmentent les risques de lésions (figure 7) [Simoneau et al. 2005].

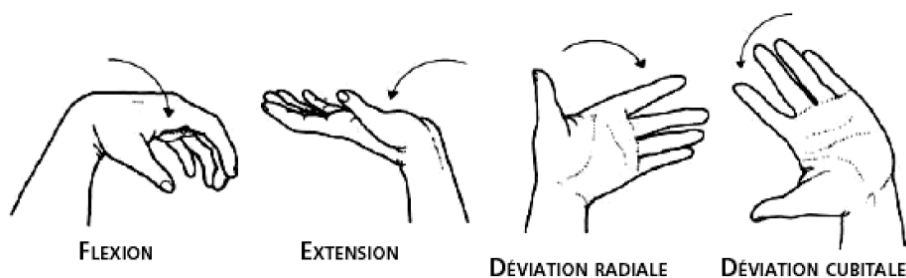


Figure 7: Postures contraignantes de la main entraînant un risque de lésion (Simoneau 2005)

Les études du syndrome du canal carpien (SCC) et des différentes positions du poignet ont pu mettre en évidence une relation entre la position du poignet et la pression dans le canal carpien. Ainsi l'extension ou la flexion entraîne une augmentation de la pression dans la partie proximale du poignet. Dans la partie distale, seule l'extension du poignet entraîne une augmentation de la pression [Tanzer 1959; Gelberman et al. 1981; Werner & Plancher 1998; Gellman et al. 2009]. L'inflammation des gaines des tendons augmentent aussi la pression dans ce canal, comprimant alors le nerf médian et pouvant engendrer le SCC (figure 8).

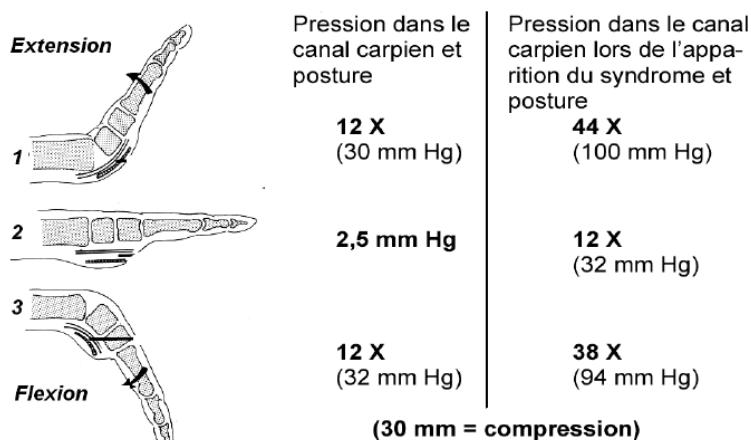


Figure 8 : Représentation de la compression du canal carpien suivant trois postures de la main (neutre (2), flexion (3), extension (1) (Gelberman 1981))

Faessen et al, précisent dans leur étude que les amplitudes ne doivent pas dépasser 15° de flexion, 15° d'extension, 5° d'inclinaison radiale et 10° d'inclinaison ulnaire (Faessen et al. 1989 cité par Faupin 2005).

b. Epaule

Le fonctionnement de certains muscles ainsi que la circulation sanguine peuvent être perturbés par des mouvements ou postures répétés ou continus. Par exemple, la pression intramusculaire dans le sus-épineux dépasse 30 mm de mercure lorsque l'épaule se trouve en flexion avant de 30°, ou bien en abduction (figure 9). La perturbation de la circulation sanguine peut entraîner des douleurs et des limitations dans le mouvement notamment en phase aiguë.

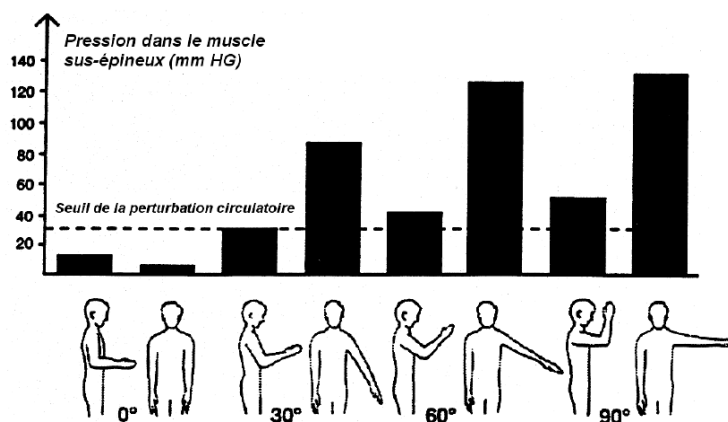


Figure 9: Seuil de perturbation sanguine pour différentes flexions et abductions des bras (Kuorinka et Forcier 1995)

La compression des tendons et l'insuffisance d'irrigation sanguine peut entraîner à terme une destruction des cellules du tendons. Ces dernières formant des débris à l'origine de calcification et de dégénérescence pouvant évoluer vers un syndrome d'accrochage douloureux [Dupuis & Leclaire 1991]. Il ressort de la littérature que la flexion-extension ainsi que l'abduction sont les principaux facteurs d'apparition de TMS de l'épaule : Plusieurs études semblent s'accorder sur le fait que la flexion et l'extension de l'épaule ne doivent pas excéder 30° [Boninger et al. 1998; Gil Coury et al. 1998]. De plus Kuorinka et Forcier indiquent qu'une abduction supérieure à 30° est génératrice de douleurs [Kuorinka et al. 1995]. Pour la flexion, une étude plus récente fixe le seuil à 45° pendant plus de 15% du temps [van Rijn et al. 2010].

c. *Coude*

Gil Goury et al, suggèrent que la flexion du coude ne doit pas s'éloigner de plus de 30° du neutre articulaire et ne doit pas être inférieur à 30° [Gil Coury et al. 1998].

III.4.1.3.2. *Amplitude*

Le deuxième facteur biomécanique constituant les positions articulaires contraignantes réside dans la réalisation de mouvement d'amplitude importante. La position articulaire est considérée comme « importante » lorsqu'elle est supérieure à 80% de l'amplitude maximale de l'articulation considérée [Louis 2010]. Le tableau suivant récapitule les valeurs de deux études :

Colonne 1 : [American Academy of Orthopaedic 1966]

Colonne 2 : [Kapandji 2005]

	Mouvement	Amplitudes (°) :1	Amplitudes (°) :2
Epaule	Flexion	180	180
	Extension	60	60
	Abduction	180	180
	Adduction	75	30
	Rotation interne	70	100-110
	Rotation externe	90	80
Coude	Flexion	150	145-160
	Extension	10	10
	Pronation	80	85
	Supination	80	90
Poignet	Flexion	80	85
	Extension	70	85
	Abduction	20	15
	Adduction	30	45

Tableau 2: Amplitudes maximales selon les articulations selon American Academy of Orthopaedic (1966) et Kapandji (2005)

III.4.1.3.3. Actions mécaniques

Les mouvements nécessitant d'appliquer des forces importantes ont clairement été identifiés comme des facteurs de risque [Putz-Anderson 1988; Murray & Johnson 2004]. Ce dernier est d'autant plus grand que les forces sont appliquées dans des postures contraignantes. Une posture aux limites de l'amplitude articulaire diminue significativement la force de prise disponible. Dans le cas de la main par exemple, si en position neutre la force résultante est maximale (100%), lorsque la main est en flexion ou extension de 45°, cette dernière diminue respectivement à 60 et 75%. De la même manière, pour une déviation radiale et cubitale de 25° et 45°; la force résultante diminue respectivement à 80 et 75% (figure 10). Pour effectuer ces mouvements un soutien des structures passives (ex ligaments) ou une augmentation de la force musculaire sont requise. Ainsi, une force musculaire importante peut être exercée avec une force résultante faible, or la force requise est un facteur critique dans le développement de TMS.

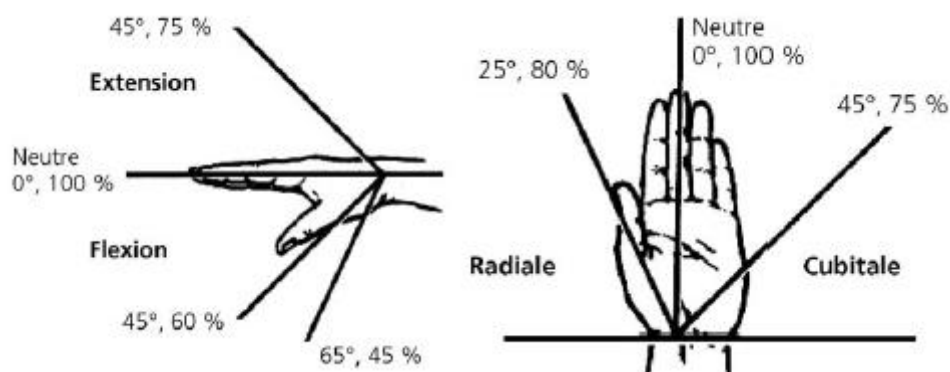


Figure 10: Diminution de la force résultant en fonction des différentes postures du poignet (Putz-Anderson 1988)

III.4.1.3.4. Répétitivité

Un autre type de facteur de risque réside dans la répétition du mouvement et/ou les mouvements à cadence élevée [Loslever & Ranaivosoa 1993; Kuorinka et al. 1995; Silverstein & Hughes 1996; Proteau 2000]. La répétitivité d'une action implique l'utilisation d'un groupe de muscles ou d'une partie du corps qui va se fatiguer beaucoup plus vite.

III.4.1.3.5. Repos insuffisant

Si la récupération n'est pas suffisante, l'effet des efforts, des mouvements répétitifs et des postures contraignantes sur les structures articulaires s'accroît, pouvant provoquer la survenue de blessures [Proteau 2000].

Les TMS sont liés à une sollicitation excessive des capacités du travailleur. Cette "hyper-sollicitation" se traduit notamment chez ce dernier par des limitations fonctionnelles et des douleurs, qui peuvent être importantes. De nombreuses études ont été réalisées sur les efforts mécaniques ou les postures extrêmes mais il est important d'associer ces deux risques lors de l'évaluation des activités. De par le nombre de travailleurs concernés, la lutte contre cette pathologie professionnelle constitue un véritable enjeu économique, et de santé publique pour l'ensemble des pays industrialisés. La compréhension des mécanismes à l'origine de la survenue des TMS, et les nombreuses études issues du monde du travail ont permis de mettre en avant une démarche de prévention et des outils d'évaluation.

IV. L'Ergonomie dans le monde du travail

Discipline fondée dans les années 60, l'ergonomie a su se développer afin de répondre aux préoccupations de plus en plus importantes sur les conditions d'exercice du travail. L'objectif étant d'aboutir à une meilleure adaptation à l'homme des moyens technologiques de production, et des milieux de travail et de vie. Dans cette partie nous détaillerons la démarche de prévention et les outils d'évaluation existants et mis en place dans le monde du travail afin d'arriver à cet objectif.

IV.1. Introduction

L'évolution du travail et de ses conditions à la fin du XX^{ème} siècle semble constituer une explication forte de l'évolution exponentielle du nombre de travailleurs concernés par les TMS durant cette même période. L'augmentation continue et rapide du nombre de TMS a donné lieu à de nombreuses interventions en entreprise, de nombreuses recherches, et à l'organisation de plusieurs rencontres formalisées entre intervenants, chercheurs (universitaires et INRS) et membres des institutions liées au travail et à la santé. La réflexion collective sur la prévention des TMS a conduit à dégager en France à partir de 2000 un quasi-consensus sur les formes d'intervention les plus favorables pour la prévention.

IV.2. La démarche de prévention

La prévention des TMS est complexe. Il est donc nécessaire de formaliser la démarche de prévention. Préconisée par l'INRS, elle est consensuelle et comporte 2 phases (*figure 11*) : une phase de dépistage suivie, si nécessaire, d'une phase « d'intervention » qui s'inscrit dans une démarche ergonomique.

IV.2.1. Une phase de dépistage

Basé sur l'utilisation de la checklist d'OSHA, elle permet de déterminer au moyen d'un score, la présence éventuelle de facteurs de risque de TMS au poste de travail. Cet outil a pour but de recenser les postes de travail à risque de TMS. Sa durée d'utilisation par poste est de 5 à 10 minutes et il ne nécessite pas de compétence particulière en ergonomie. Elle prend en compte les facteurs de risque que sont la répétitivité, l'effort, la surpression cutanée, les amplitudes articulaires, les vibrations, l'environnement physique et l'organisation du travail (*figure 12*). Le poids de ces facteurs dans leur contribution à la survenue des TMS étant mentionné en fonction du temps. Au-dessus d'un score de 5, le poste est considéré à risque de TMS, et les résultats obtenus sont à discuter avec les acteurs de la démarche. Si le résultat est positif alors une démarche ergonomique est à mettre en place.

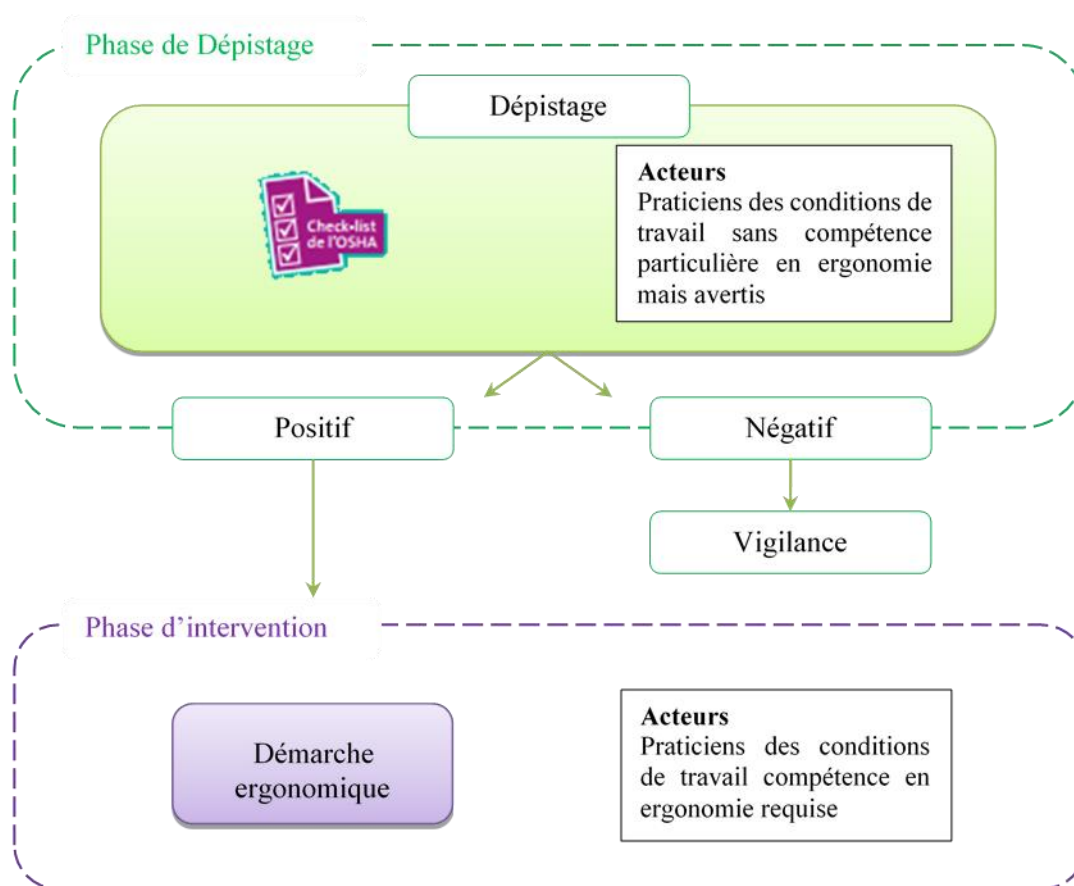


Figure 11: Prévention des TMS et compétences

Une phase d'intervention.

Cette phase se fonde sur une démarche ergonomique, dans le but de transformer le travail et maîtriser les risques de TMS. Elle est organisée en 3 étapes : mobiliser, investiguer et maîtriser [INRS 2006]. Une quatrième étape d'évaluation peut se rajouter à la suite de cette démarche (figure 12).

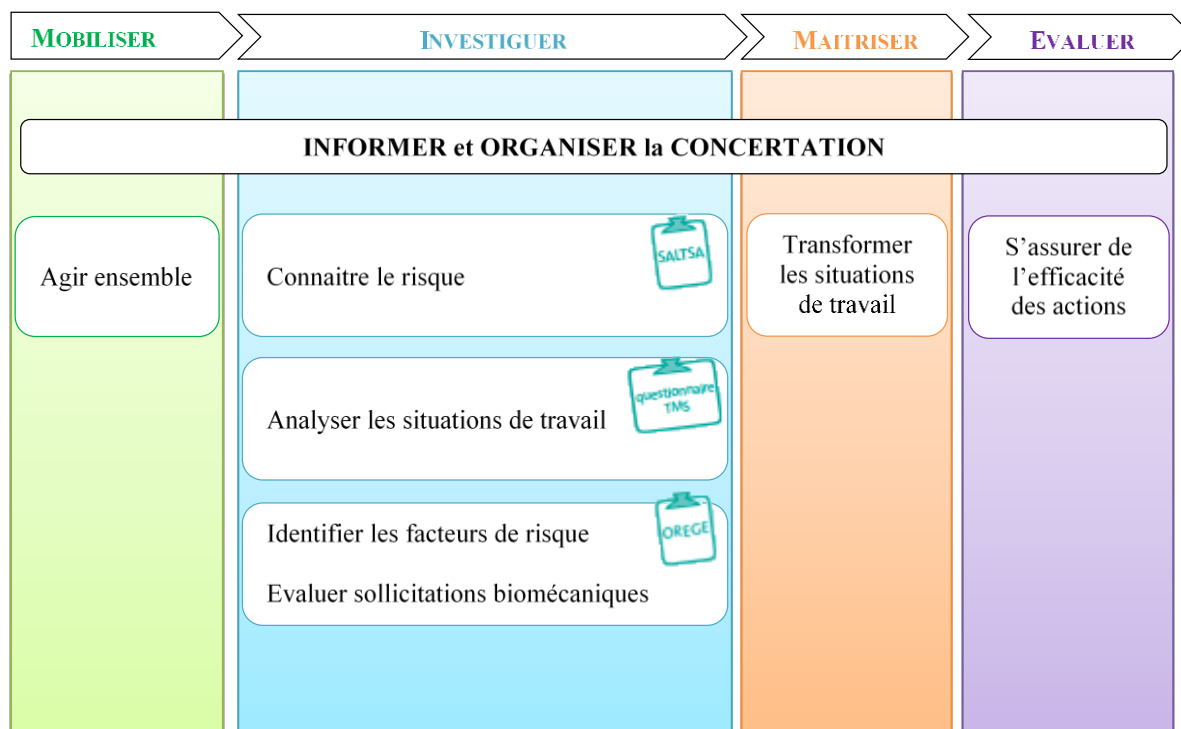


Figure 12: Organisation de la démarche ergonomique

IV.2.1.1. Investiguer

La première étape de l'investigation est de connaître le risque. L'objectif est de rechercher des données sur la santé des salariés (recensement des pathologies et des symptômes précurseurs) et de l'entreprise (répartition par âge, sexe, type de contrat de travail, absentéisme, mode de rémunération, bilan social, registres du personnel...). Cette étape permet d'élaborer de premières hypothèses qui orienteront le choix des situations à analyser. Elle se réalise à partir d'un outil, le SALTSA qui a pour but de détecter les signes précurseurs des TMS-MS. Il peut être également appliqué pour évaluer périodiquement l'évolution des troubles dans une même population. Ce protocole est destiné aux médecins du travail. Les tests sont

regroupés par région anatomique à explorer. Une série de vidéos détaille 25 manœuvres à réaliser pour diagnostiquer 12 TMS.

La deuxième étape est d'analyser les situations de travail et d'identifier les facteurs de risque. L'objectif est de dépister les situations de travail sollicitantes et de rechercher les causes de ces sollicitations. L'identification des facteurs de risque doit s'accompagner d'une compréhension des mécanismes les créant. Pour cela, il est nécessaire de connaître le ressenti des opérateurs au moyen d'un questionnaire [Orege], et d'analyser leur travail, leur poste et son environnement physique. Cette analyse se réalise à partir d'un questionnaire des TMS. Cet outil a pour but de connaître la perception des opérateurs. Il comporte 127 questions réparties en 5 chapitres ; généralités sur les caractéristiques des opérateurs, plaintes de TMS, principaux facteurs psychosociaux et vécus du travail. Des scores sont établis à partir des réponses concernant les TMS, les symptômes de stress et les facteurs psychosociaux.

La troisième étape est d'évaluer les sollicitations biomécaniques. Pour évaluer les facteurs principaux de risques biomécaniques qui sont les efforts, la répétitivité et les amplitudes articulaires, l'INRS a développé un outil intitulé OREGÉ (Outil de Repérage et d'Évaluation des Gestes). Cet outil a pour but de quantifier les contraintes biomécaniques des membres supérieurs pour des actions de travail précises. Sa durée d'utilisation par poste est de 1 à 2 heures. Il nécessite des compétences en ergonomie. OREGÉ prend en compte la répétitivité des gestes, l'effort exercé et les positions articulaires. Pour les deux premières contraintes, cet outil s'appuie sur des échelles d'auto-évaluation (de 0 à 10) qui sont complétées indépendamment par le préventeur et l'opérateur. La synthèse se fait sur la base d'un échange de point de vue entre ces deux personnes. L'évaluation des angles est réalisée à partir de l'observation du salarié afin de juger de leur acceptabilité ou pas. Les évaluations des facteurs de risque sont ensuite synthétisées pour chaque action et un diagnostic de risque est posé pour déterminer si cette action est acceptable, pas recommandée ou à éviter.

IV.2.1.2. Maîtriser les risques

Cette phase vise à transformer les situations de travail pour réduire les contraintes qui pèsent sur les opérateurs.

La prévention des TMS passe par des actions ergonomiques qui visent à modifier la situation de travail. La réduction des sollicitations étant l'axe majeur de prévention. L'identification des facteurs de risque au poste

de travail doit s'accompagner d'une compréhension des mécanismes qui explique leur présence. L'analyse des stratégies gestuelles est un moyen d'identifier ces éléments.

IV.2.2. Evaluation

Dans une démarche de prévention des TMS, les évaluations formelles sont l'occasion de dresser un bilan et d'orienter le futur. Les éléments de ce bilan sont de natures diverses. En effet, les méthodes d'évaluation de l'exposition aux facteurs de risque de TMS peuvent être classifiées en trois catégories selon Burdorf et Van der Beek (1999) (*Tableau 3*) : le jugement subjectif (ex. questionnaire et échelle de mesure) et l'observation systématique nécessitant des moyens « simples » qui sont facilement utilisables sur terrain, car sans instrumentation et les mesures directes nécessitant des moyens « lourds » qui demandent une instrumentation complexe et une expertise biomécanique et/ou physiologique [Burdorf & van der Beek 1999].

	Type	Effort	Postures	Répétitivité
Échelles d'auto-évaluation	simple			
Check-list				
Observation directe/vidéo				
Mesure des temps (chronos)				
Dynamomètre /pesée				
Goniomètre	lourd			
EMG				
Capture de mouvement				

Tableau 3: Principaux moyens de mesures des outils d'évaluations (Burdorf & Van der Beek 1999)

L'évaluation des facteurs de risque de survenue des TMS peut s'effectuer à partir d'informations relatives aux postures adoptées et aux efforts développés par les opérateurs. Différents outils tels que RULA, STRAIN INDEX, OCRA, CTD RISK INDEX, 3DSSPP délivrent un indice de risque permettant de savoir si une action corrective du poste de travail doit être menée.

Bien que les méthodes de mesures directes ressortent dans la littérature comme les plus précises et les plus fiables, elles exigent en contrepartie un investissement important en termes de ressources [Juul-Kristensen et al. 2001]. De plus, en l'absence de valeur seuil, plusieurs des mesures qu'elles produisent demeurent difficiles à interpréter en termes de risque pour les personnes exposées. Les méthodes d'observation, plus faciles à mettre en œuvre, restent les méthodes les plus utilisées par les praticiens [Genaidy et al. 1994; Takala et al. 2010]. La littérature récente en ergonomie propose une variété de méthodes d'observation développées pour des praticiens, bien que certaines d'entre elles soient aussi utilisées par des chercheurs [David 2005; Li et al. 1999; Malchaire et al. 2001]. Certaines méthodes se différencient par leur caractère plus général ou le fait

qu'elles ciblent plusieurs zones corporelles [Buchholz et al. 1996; David et al. 2008; Hignett & McAtamney 2000; Karhu et al. 1977] alors que d'autres ciblent les facteurs de risque pour une zone corporelle en particulier comme le dos [Mital 1997; Snook & Ciriello 1991] ou les membres supérieurs [Colombini 1998; McAtamney & Nigel Corlett 1993; Moore & Garg 1995] (tableau 4) .

	Efforts	Répétitivité	Postures	Facteurs additionnels	Durée tâche	Temps retour	Nuque	Dos tronc	Membre supérieur
NIOSH	++	+	+	-	+	-	-	++	-
STRAIN Index	+	+	+	-	+	-	-	-	+
CTD Risk index	+	++	+	++	+	+	+	+	+
OCRA	++	++	++	+	++	++	+	-	+
ManTRA	++	+	+	+	-	-	++	++	++
RULA	+	+	++	++	-	-		+	+
REBA	+	+	++	++	-	-	+	+	+
OSHA	+	+	+	+	+	+	+	+	+

- : n'évalue pas ; + : évalue ; ++ : évalue spécifiquement

*Tableau 4: Résumé des actions des différents outils d'évaluation
Extrait du dossier « l'évaluation et la prévention des TMS » (ASTAV 2008)*

L'examen de la littérature montre que les outils, démarches ou moyens utilisés varient grandement d'une étude à l'autre ; on constate par ailleurs qu'ils sont souvent mal définis. Il y a tout un spectre de moyens allant d'outils peu formalisés jusqu'à des méthodes très formelles. St-Vincent et al. (2000) Certains auteurs utilisent des aides à la résolution de problèmes ou à la prise de décision [Chaney 1969; Pransky et al. 2005; Wilson 2005]; d'autres, surtout lorsqu'il est question de TMS, utilisent des listes de vérification ou check-lists [Faville 1996; Jones 1997; Keyserling et al. 1993; Laitinen et al. 1997] , d'autres se basent entre autres sur l'utilisation de séquences vidéo du travail. [Algera et al. 1990; St-Vincent & Beaugrand 1996] La méta-analyse de la littérature réalisée par Imbeau & Fradet (2004) concernant les méthodes d'évaluation des facteurs de risque de TMS basée sur l'observation a permis d'identifier 21 méthodes (Imbeau & Fradet 2004). Les auteurs ont pu constater que chaque méthode combine différents facteurs de risque d'une façon qui lui est propre et fait aussi l'usage d'une échelle d'évaluation du risque unique. Un autre constat important de ces auteurs est que peu de méthodes ont fait l'objet d'une forme de validation et d'une évaluation de leur fiabilité à grande échelle. Ces méthodes varient aussi énormément en termes de facilité d'utilisation et le niveau d'expertise requis pour les mettre en application peut être très variable. Le temps nécessaire pour la réalisation d'une évaluation des facteurs de risque de TMS à un poste de travail est aussi une des caractéristiques qui les différencie les unes des autres. Le fait que les méthodes d'observation des facteurs de risque de TMS se distinguent toutes les unes des autres rend difficile le choix d'une méthode pour les praticiens, les entreprises et les organismes responsables de la prévention des TMS.

V. Synthèse

Les évaluations formelles sont l'occasion de dresser un bilan et d'orienter les actions lors de la démarche ergonomique. Malheureusement, les méthodes de mesures directes les plus précises et les plus fiables pour dresser ce bilan nécessitent un investissement important en termes de ressources et demeurent difficiles à interpréter. Les autres méthodes existantes varient en termes de risques évalués, de facilité d'utilisation et de niveau d'expertise requis. La diversité des moyens proposés pour évaluer un effort physiologique en situation de travail témoigne de la difficulté d'aboutir à un consensus sur un outil d'évaluation. Il n'existe pas d'outil simple qui fasse actuellement l'unanimité, et chaque outil n'évalue pas la même tâche. Bien que de nombreux outils d'évaluation existent dans la littérature, très peu sont connus des utilisateurs, hormis RULA de McAtamney et Corlett (1993) qui a été traduit en français par l'INRS et mis à la disposition des ergonomes. Parmi ce grand nombre d'outils, peu évaluent l'effort, la répétitivité et les angles restreints. En effet, la plupart des auteurs proposent la même liste de moyens pour évaluer les facteurs de risques biomécaniques.

La recherche devrait se poursuivre pour développer un outil d'évaluation simple et synthétique des facteurs de risque de TMS, mais aussi fournir à l'utilisateur des recommandations quant à l'interprétation des résultats qu'on obtient avec cette méthode. L'utilisation de cet outil pourra alors se faire, quel que soit le cadre, qu'il soit professionnel ou personnel. Le cas des utilisateurs de fauteuil roulant peut être pris en exemple. Les pathologies dégénératives et douloureuses du membre supérieur chez les utilisateurs d'un FRM ont une prévalence très importante ainsi qu'un impact sur la vie fonctionnelle de la personne déjà dépendante. Ces pathologies représentent aussi un coût important au regard de la dépendance accrue vis-à-vis de tierces personnes, aux réponses thérapeutiques et aux prises en charge qui y sont associées [Sie et al. 1992; Salisbury et al. 2003]. Les pathologies induites au MS deviennent un véritable sujet de santé publique.

VI. Le Fauteuil Roulant Manuel : une aide technique contraignante

Durant ses premiers siècles d'existence (530 av. J.-C. – XVIIe siècle), le fauteuil roulant est considéré comme un dispositif médical permettant le transport de malade. Ce n'est qu'au XVIIe siècle avec l'apparition du premier fauteuil autopropulsé que le fauteuil roulant commence à être vu comme un moyen de locomotion. Durant les deux siècles suivants, le fauteuil se généralise et se développe comme un équipement médical. C'est au cours du XXe siècle que le fauteuil est davantage associé au transport de personnes handicapées avec notamment deux modèles de base très lourds : l'un conçu pour être poussé par l'accompagnant et l'autre pour être propulsé par l'utilisateur. Il faut attendre les années 50 pour voir émerger des fauteuils relativement légers tels que le FRM Everest & Jennings (1933). Grâce au nouveau concept de fauteuil pliant, les utilisateurs ont accès aux espaces publics et aux voyages. Le fauteuil devient un outil d'indépendance. Les années 1980 ont connu une nouvelle évolution technologique grâce aux athlètes. Les fauteuils deviennent ultra léger et font partie intégrante de l'utilisateur. Ils passent d'une représentation de dispositif médical à une simple aide technique au déplacement. Le but du fauteuil roulant est donc d'améliorer l'autonomie de la personne au quotidien, de manière ponctuelle ou tout au long de la journée que ce soit temporaire ou définitif.

Pour comprendre les particularités liées à l'utilisation du FRM, nous allons dans un premier temps identifier les différents utilisateurs puis dans un second temps détailler les différentes habiletés motrices associées à la manipulation du FRM.

VI.1. Les utilisateurs

Depuis la création du FRM, la prévalence liée à son usage n'a cessé d'augmenter. Aux USA, le nombre d'utilisateurs de FR à domicile est passé de 1,6 millions en 1995 à 2,7 millions en 2002. De même, qu'au Royaume-Uni qui dénombre 360 000 utilisateurs en 1986 contre 1,2 million en 2000. La même tendance est observée en France. En 2006, 62 personnes sur 10 000 habitants utilisaient un FR contre 18 personnes sur 10 000 en 1991 [Vignier et al. 2008]. Le fauteuil roulant est devenu l'aide technique la plus utilisée pour améliorer la mobilité d'une personne, favoriser son autonomie et sa vie en société. Parmi les différents types de fauteuil existant sur le marché (manuel, électrique ou verticalisateur), la part de FRM est beaucoup plus importante (96,4 %). En France, 59 personnes sur 10 000 utilisent un FRM contre 5,4 personnes sur 10 000 pour un FRE. La moyenne d'âge des utilisateurs est de 70 ans (63 ans à domicile et 79 ans en institution), l'augmentation étant particulièrement marquée après 50 ans [Vignier et al. 2008]. En termes de répartition par genre, la proportion de femmes est plus élevée parmi l'ensemble de la population (64 %), mais ce constat

n'est pas valable pour toutes les classes d'âges. En effet avant 65 ans la prévalence d'utilisateurs masculins est plus importante et la tendance s'inverse avec l'augmentation de l'âge. La majorité des utilisateurs vivent à leur domicile (57 %). Mais cette tendance s'inverse après 80 ans. La moyenne d'âge des utilisateurs en institution s'élevant à 79 ans. Parmi les utilisateurs vivant à domicile, près d'1/4 sont autonomes pour au moins 5 des 6 actes de la vie quotidienne : c'est-à-dire faire sa toilette, s'habiller, aller aux toilettes, se coucher ou sortir de son lit et s'asseoir ou quitter son siège, manger des aliments déjà préparés. Tandis que 15 % sont dépendants pour l'ensemble de ces activités. En institution les mêmes proportions sont inversées (12 et 20 %) montrant la plus grande dépendance des personnes institutionnalisées. 95 % des utilisateurs ont une déficience motrice, mais seulement 1 utilisateur sur 10 ne présente que ce type de déficience. 50 % présentent en plus une déficience mentale ou intellectuelle, tandis que 30 % présentent une déficience physique, viscérale ou métabolique en plus de la déficience motrice.

Bien que le fauteuil roulant soit un outil d'aide à l'autonomie et à la mobilité, il apparaît que 45 % des utilisateurs à domicile restent confinés dans leur chambre ou à l'intérieur des lieux. Ce chiffre s'élève à 70 % pour les utilisateurs vivant à domicile. Vignier et al mettent en évidence dans leurs études des difficultés d'accès nécessitant l'aide d'une tierce personne. L'utilisation d'un fauteuil roulant répond principalement à une atteinte des fonctions motrices du corps humain (mobilité articulaire, force musculaire, sensibilité, contrôle moteur...) dont les causes sont multiples : maladies, traumatismes consécutifs à un accident, immobilité prolongée. La vieillesse étant une des causes les plus importantes de diminution de la mobilité [Vignier et al. 2008]. Parmi les déficiences entraînant l'utilisation d'un FR on retrouve principalement :

- Les déficiences des membres inférieurs entraînant des perturbations de la station debout et de la marche.
- Les déficiences du tronc perturbant la stabilité, le contrôle du tronc et l'équilibre.
- Les déficiences sensorielles notamment sensibles peuvent engendrer une impotence à la marche.
- Les déficiences sévères des fonctions mentales.
- Les déficiences de structures pouvant entraîner un affaiblissement et de limitations face à l'effort.

En nombre d'utilisateurs, les principales pathologies entraînant l'utilisation d'un FR sont l'obésité ou la dénutrition, les amputations des membres inférieurs, la paraplégie ou tétraplégie basse (C6), l'hémiplégie, la paralysie cérébrale, les maladies neurologiques dégénératives ou invalidantes, le traumatisme crânien, les atteintes articulaires destructives ou encore la vieillesse. L'âge ne constitue pas une pathologie en tant que telle, mais cette population est une population à risque (démence, atteintes sensorielles, faiblesse musculaire,

fatigue, fractures...) nécessitant l'utilisation d'un FR pour de multiples raisons, dont notamment la sécurité des déplacements, l'amélioration du confort et la diminution de la fatigue.

VI.2. L'utilisation : déplacement et autonomie

L'utilisation d'un FRM a pour objectif d'augmenter l'autonomie de déplacement et donc l'indépendance de l'utilisateur de FRM. Pour cela, il est nécessaire de maîtriser un ensemble d'habiletés tel que la propulsion, le transfert, le wheelie (c'est-à-dire la mise en deux roues du FRM sur les roues arrières), le franchissement d'obstacles... nous associerons à chaque description de ces habiletés un regard biomécanique.

VI.2.1. Le déplacement : la propulsion du FRM

La propulsion en fauteuil roulant peut être considérée comme une suite de mouvements cycliques. Très rapidement, les premiers travaux sur la propulsion du FRM se sont focalisés sur la quantification de paramètres physiologiques et biomécaniques. Les premières études réalisées sur différents ergomètres à rouleaux ont permis de diviser le cycle de propulsion en deux phases distinctes : la phase de « poussé » correspondant à la période où la main est en contact avec la main courante, et la phase de « retour » correspondant à la période du retour de la main vers l'arrière entre deux poussées successives. [Newsam et al. 1999; Rao et al. 1996; Veeger et al. 1989; van der Woude et al. 1989]. La phase de poussée pouvant elle-même se subdivisée en deux phases, une dite de « traction » débutant à l'instant de la saisie de la main courante et se terminant lorsque la main passe au vertex de la main courante, et une phase de « poussée à proprement dite » qui lui fait suite et se terminant à l'instant du lâcher de la main courante (*figure 13*) [Vanlandewijck et al. 2001; Yang et al. 2006]. La phase de poussée représente entre 30 et 45 % du cycle de propulsion total [Vanlandewijck et al. 2001]. Son rendement mécanique se situe entre 2 et 10 % [van der Woude, Veeger & Rozendal 1989]. Lors de cette phase, la main courante transmet les actions mécaniques générées par les membres supérieurs à la roue. Ces actions mécaniques permettent à l'utilisateur de déplacer le FRM [van der Woude, Veeger & Rozendal 1989].

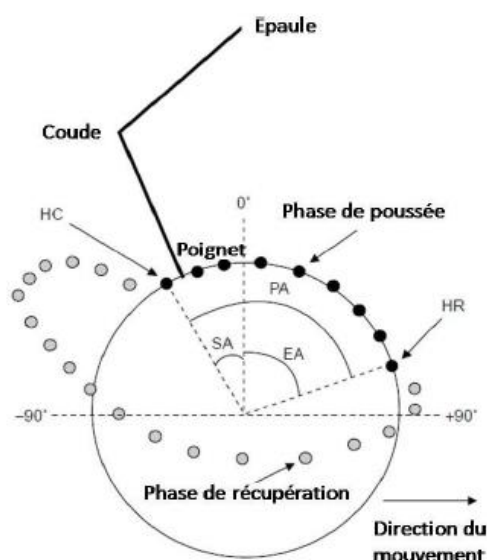


Figure 13: Paramètres techniques de la propulsion du fauteuil roulant. HC = angle de contact initial ; HR= angle de contact final ; PA = angle de poussée ; SA = angle d'attaque, EA = angle de lâché (°). (Vanlandewijck et al. 2001)

Contrairement à la phase de poussée, la trajectoire de la main lors de la phase de retour vers l'arrière peut emprunter différents chemins. Dans la littérature, certains auteurs ont observé différents patterns de mouvement [Shimada et al. 1998; Sanderson & Sommer 1985] (figure 14) : trajectoire en arc de cercle (ARC), semi-circulaire (SC), simple boucle au-dessus de la main courante (SLOP) et double boucle au-dessus de la main courante (DLOP). Le style SLOP est le style le plus commun, car il est le plus intuitif. Mais les utilisateurs n'utilisent pas toujours le même type de pattern. Koontz et al dans leur étude sur les styles de propulsion sur différentes surfaces ont trouvé que les styles ne sont pas clairement identifiés au cours de l'activité [Koontz et al. 2009]. Le style ARC est fréquemment utilisé pour initier la propulsion, puis évolue vers un autre pattern. En général, les utilisateurs de FRM changent de pattern du style SC au style ARC quand ils augmentent leur vitesse de propulsion ou que la pente augmente [Schantz et al. 1999; Vanlandewijck et al. 2001; Richter et al. 2007a].



Figure 14: Les différentes techniques de propulsion
(Boninger et al. 2002 ; Koontz et al. 2009)

Veeger et al (1989) reportent que le style SC est plus efficace. En effet, celui-ci présente une plus faible cadence ainsi qu'un ratio temps poussée/temps retour plus important [Boninger et al. 2002; Shimada et al. 1998] Boninger et al. (1999) ayant montré une corrélation entre la cadence et le risque de blessure du nerf médian. De plus, la phase de retour du style SC se caractérise par un retour sans changement abrupt de la vitesse du bras et de son orientation [Richter et al. 2007b]. Cette minimisation du changement d'orientation permet de limiter le contrôle neuromusculaire nécessaire pour recommencer un nouveau cycle [Sanderson & Sommer 1985]. Basé sur ces résultats, le Consortium for Spinal Cord Medicine (2005) recommande d'utiliser le style SC durant la propulsion quotidienne. Néanmoins, ils ne prennent pas en considération les résultats de de Groot et al. (2004) suggérant que le style ARC présente une meilleure efficacité d'un point de vue énergétique comparativement au SC qui serait le moins efficace. Cependant, des limitations peuvent être soulevées sur les résultats de cette étude. Premièrement, les patrons étudiés étaient imposés aux utilisateurs et ces derniers n'étaient pas des utilisateurs de FRM. Il est donc difficile de généraliser ces résultats à une population utilisatrice de FRM.

Ensuite, le style de propulsion est un des aspects de l'utilisation du FRM qui est associé aux TMS-MS. Il est donc important d'améliorer le style de propulsion pour réduire ou prévenir le développement des blessures de surutilisation. Ces résultats varient selon la méthode d'expérimentation utilisée. La plupart des études ont été réalisées sur ergomètre à rouleaux, pourtant Richter et al (2007) ont montré que la propulsion sur tapis roulant était plus représentative d'une propulsion en situation écologique. En effet sur tapis roulant, le FRM accélère en réponse à chaque poussée [Richter et al. 2007a]. L'étude de la propulsion en situation écologique ou sur tapis roulant est donc à privilégier pour arriver à une meilleure prévention des TMS-MS chez les utilisateurs de FRM.

En parallèle du style de propulsion, certains auteurs se sont intéressés aux actions mécaniques développées lors de la propulsion en FRM à main courante [Jarvis & Rolfe 1982; Samuelsson et al. 1989; Cooper et al. 1997; Koontz et al. 2001; Faupin et al. 2004; de Groot et al. 2008]. L'efficacité de propulsions peut être définie à partir des paramètres cinétiques tels que les forces appliquées sur la main courante ainsi que les moments, la puissance développée et la fraction de la force effective (FEF). Sur le plan des actions mécaniques lors de la propulsion, de nombreux auteurs ont étudié les caractéristiques des efforts extérieurs exercés par la main sur la main courante durant la phase de poussée [Vanlandewijck et al. 2001; Boninger et al. 2002]. Le terme FEF a été introduit par Veeger et al. en 1992. Ce paramètre représente la proportion de la force totale qui contribue à la propulsion, car la seule composante de la force totale contribuant à la propulsion est tangentielle à la main courante (*figure 15*). Les composantes radiales et axiales créent, quant à elles, de la friction au de la main courante pour que l'utilisateur puisse appliquer une force propulsive [Vanlandewijck et al. 2001]. La FEF est donc un ratio entre la composante tangentielle des forces appliquées sur la main courante et la force totale. En général, dans les études publiées, la composante tangentielle varie entre 21 et 73 % de la force totale pour des paraplégiques ou des non-utilisateurs de FRM [Boninger et al. 1999; Dallmeijer et al. 1998; Robertson et al. 1996].

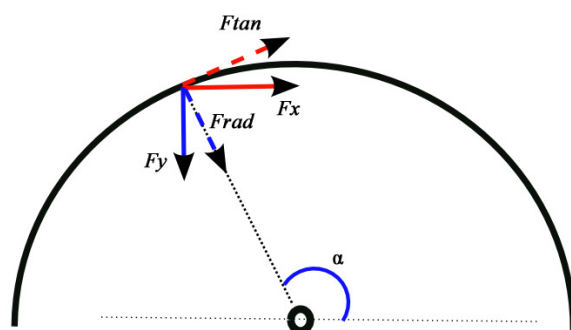


Figure 15: Rotation des forces agissant sur x et y pour obtenir la composante tangentielle (F_{tan}) et radiale (F_{rad}).
[Cooper et al. 1997]

Dans le passé, le coût de l'énergie de propulsion d'un fauteuil roulant a été quantifié en utilisant des mesures physiologiques comme la consommation d'oxygène [Cooper et al. 1992; Veeger et al. 1992]. Bien que les résultats de ces études fournissent des informations sur l'efficacité de propulsion, l'inconvénient majeur de ces méthodes est que la cause des différences d'efficacité n'est toujours pas déterminée. Malgré la forte incidence de TMS-MS chez les utilisateurs de FRM, peu d'études ont pris en compte l'énergie et la puissance mécanique du système musculo-squelettique durant la propulsion [Guo et al. 2003].

En résumé de cette partie, il n'existe pas actuellement de consensus sur un style de propulsion optimum d'un point de vue mécanique et énergétique. Toutefois, le style SC est recommandé, car les accélérations angulaires sont les plus basses à l'épaule et seraient avantageux.

VI.2.2. L'entrée-sortie du FRM : le mouvement de transfert

Principalement évalué chez les blessés médullaires ; le transfert est une des habiletés primordiales à l'autonomie des utilisateurs de FRM. En effet, parmi toutes les tâches effectuées par les membres supérieurs, le transfert se classe parmi les plus à risque, nécessitant des interactions complexes entre le squelette, et les structures musculaires, neurologiques et vasculaires [Consortium for Spinal Cord Medicine 2005; Van Drongelen et al. 2005; Bayley et al. 1987]. Le grand nombre de transferts effectués par jours (entre 15 et 20 par jour en moyenne), les différentes hauteurs entre les surfaces des sièges, et les efforts mécaniques excessifs agissant sur l'articulation du poignet, du coude, et de l'épaule, contribuent probablement à la génération de TMS-MS au fil du temps [Gagnon, Nadeau, Noreau, Dehail, et al. 2008]. Une fois les TMS chroniques, elles peuvent avoir des conséquences délétères sur l'habileté à réaliser des transferts et par la suite sur la participation sociale de l'individu. La compréhension du mécanisme de transfert est donc une étape importante dans la prévention des TMS. Malgré l'importance de maîtriser les transferts de manière indépendante, il est surprenant que les techniques de réadaptation visant à améliorer la capacité de transfert n'aient pas progressé dans la pratique clinique au cours des années [Gagnon, A. Koontz, et al. 2009]. Kinésithérapeutes et ergothérapeutes continuent à compter presque exclusivement sur des mesures qualitatives pour l'évaluation des transferts. De plus, les techniques de transfert enseignées par les thérapeutes s'appuient principalement sur une démarche d'essais et d'erreurs cliniques. Cette démarche est pourtant influencée par leurs connaissances cliniques et leur expérience.

Les paraplégiques, ainsi que certains tétraplégiques bas (C7-C8), développent généralement leur habileté à ce transfert eux-mêmes. La technique de transfert varie donc énormément entre les individus étant donné qu'ils sont aussi influencés par des paramètres physiologiques qui leur sont propres (contrôle musculaire des mouvements du tronc sur le bassin, la spasticité des membres inférieurs...) et des facteurs environnementaux (type de fauteuil, configuration des repose-pieds,...).

À ce jour, aucun consensus n'a été formulé pour établir les différentes phases du transfert. La majorité des chercheurs adoptent la séparation en trois phases distinctes [Finley et al. 2005; Forslund et al. 2007; Gagnon, Nadeau, Desjardins, et al. 2008; Gagnon, A. M. Koontz, et al. 2009; Gagnon, Nadeau, Noreau, Dehail, et al. 2008] la phase de pivot correspondant au moment où la majorité du poids de corps est supporté par les MS (lift

phase), la phase avant dite de pré-soulèvement (prelift phase) et la phase de post soulèvement (postlift phase) (figure 16). L'utilisation de différents paramètres cinématiques ou cinétiques ont permis d'identifier les différentes phases

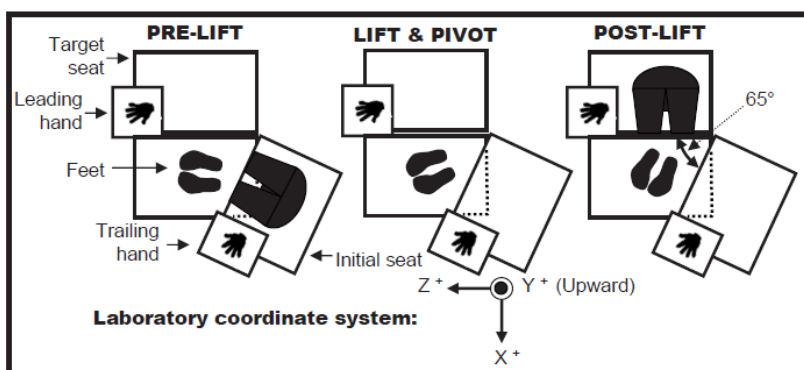


Figure 16: Protocole d'expérimentation en laboratoire. Visualisation des 3 phases du transfert (Gagnon, A. Koontz, et al. 2009)

Le début du soulèvement correspond à une force verticale nulle sur l'assise source. La fin du soulèvement correspond à une force verticale supérieure à 0 sur l'assise cible ou au maximum de la force de l'impact sur l'assise cible [Gagnon, Nadeau, Desjardins, et al. 2008; Gagnon, Nadeau, Noreau, Dehail, et al. 2008; Gagnon 2008; Gagnon, A. Koontz, et al. 2009]. Ces deux instants sont validés par une absence de mouvement du repère associé au pelvis. Le début du pré soulèvement correspond au début de la phase d'accélération du tronc et de la tête précédant le soulèvement. Gagnon et al (2009) précisent l'apparition de l'accélération de la tête et du tronc dans le plan horizontal et vertical du mouvement. La fin du post-soulèvement correspond à la fin de la décélération du tronc et de la tête. Quelques études indiquent la durée nécessaire à la réalisation d'un transfert, ce dernier étant réalisé en moyenne entre 1,65 et 2,6 s. Plus précisément Gagnon et al (2009) ont trouvé que la phase de pivot durait en moyenne 1s, ce qui représente approximativement 40 % du temps de transfert total. Le transfert oblique vers une assise plus haute, de même hauteur ou plus basse n'a pas d'influence sur la durée du transfert 2,6 à 2,8 secondes et sur la durée du soulèvement 1,0 à 1,3 [Gagnon, Nadeau, Desjardins, et al. 2008; Gagnon, A. Koontz, et al. 2009].

Pendant la phase de soulèvement, le tronc se déplace de l'assise source à l'assise cible. Ce déplacement du tronc, poignets en extension, se traduit par une adduction de l'épaule côté cible et par une abduction de l'épaule côté source. Une flexion de l'épaule côté source marque l'éloignement du tronc lors du mouvement de transfert latéral [Gagnon, Nadeau, Desjardins, et al. 2008]. La combinaison de ces mouvements avec une rotation interne des bras (de 15 à 30°) engendre un risque pour l'articulation gléno-humérale compte tenu

de la charge sur l'épaule [Nawoczenski et al. 2003; Consortium for Spinal Cord Medicine 2005; Finley et al. 2005; Gagnon, Nadeau, Desjardins, et al. 2008; Gagnon, A. M. Koontz, et al. 2009]. Pendant le transfert oblique, le coude n'est jamais entièrement tendu, et ce quel que soit la hauteur de l'assise cible [Gagnon, Nadeau, Desjardins, et al. 2008]. Le coude côté source est toujours fléchi au minimum de 28° et côté cible de 39°. Cette réserve en extension des coudes pourrait être utilisée pour redresser le tronc en cas de problème ou pour monter plus haut les fesses et ainsi éviter les obstacles tels que les freins dépassant de l'assise du FRM. En ce sens, la flexion-extension des coudes participe au contrôle du mouvement de transfert oblique. Au niveau des poignets, la prise d'appui peut être en extension importante jusqu'à 88° [Gagnon, Nadeau, Desjardins, et al. 2008]. De telles extensions constituent un risque de syndrome du canal carpien [Consortium for Spinal Cord Medicine 2005].

Au niveau des actions mécaniques, la contraction concentrique des muscles du tronc facilite le soulèvement des fesses aidant au mouvement. L'amplitude du mouvement génère un moment d'inertie qui facilite la rotation nécessaire au mouvement de transfert oblique. Une déficience des muscles extenseurs du tronc rend le contrôle du moment d'inertie plus difficile et augmente le risque d'instabilité. Des recherches antérieures sur les techniques spontanées de transfert ont mis en évidence que ces transferts exigent des actions mécaniques importantes notamment sur les muscles du membre supérieur. Les efforts articulaires extérieurs sont supérieurs à ceux expérimentés durant d'autres activités de manœuvre de soulagement de pression [Gagnon, Nadeau, Noreau, Dehail, et al. 2008; Gagnon 2008; Gagnon, A. M. Koontz, et al. 2009]. Ainsi, il est important que le transfert soit étudié plus en détail pour identifier les moyens de minimiser les efforts articulaires extérieurs dans le but de limiter l'apparition de TMS-MS.

Ainsi, les habiletés liées au FRM sont nombreuses et la maîtrise de ces dernières est indispensable à l'amélioration de l'autonomie et de la qualité de vie. De plus, la surutilisation du FRM et notamment du MS peut être délétère à l'individu. La prévention des blessures de surutilisation est donc un enjeu majeur et passe par l'évaluation objective des situations de la vie quotidienne.

VII. Physiopathologie de l'utilisation FRM

En effet, bien que l'utilisation d'un FRM permette d'augmenter l'autonomie de déplacement de ses utilisateurs, il peut engendrer également différents problèmes physiopathologiques. Les plus fréquentes sont les TMS pour les membres supérieurs et les escarres aux zones de contact du fauteuil (assise et dossier) [Boninger et al. 2004; Stainer 1996].

VII.1. Utilisation et hyper sollicitation des membres supérieurs

L'usage quotidien du FRM entraîne des pathologies d'hyper sollicitation. Ces pathologies ne sont pas spécifiques à l'utilisateur de FR, mais leur prévalence est supérieure par rapport à la population valide. Les différentes causes d'apparition des pathologies survenant lors de l'utilisation d'un FRM peuvent être regroupées en plusieurs catégories : la première cause est d'origine environnementale (pentes, obstacles...). La littérature souligne l'importance des MS lors de l'utilisation d'un FRM (propulsion, transferts...). De nombreuses études ont montré qu'outre la propulsion un certain nombre de facteurs peuvent favoriser les risques de TMS, comme les transferts, la propulsion en pente ou en terrain accidenté, les manœuvres de soulagement des appuis, l'élévation de charge au-dessus de la tête ou encore des phénomènes plus spécifiques comme la spasticité, une mauvaise posture ou les déficits du tronc [Curtis et al. 1995; Hastings et al. 2003]. La deuxième cause est d'origine humaine liée soit à l'utilisateur (erreur d'utilisation) soit à la prise en charge clinique (une prescription inadéquate). En effet, en plus de ces facteurs environnementaux, des facteurs liés à l'individu augmenteraient ce risque de TMS : le sexe, le niveau lésionnel, la posture au fauteuil, les caractéristiques physiques, les techniques de propulsion et de transfert et l'entraînement sportif (p 31 Lepoutre 2011) et enfin la dernière cause est liée à l'installation c'est-à-dire aux mauvais réglages.....

Cette hyper sollicitation du MS génère des contraintes excessives au niveau ostéo-articulaire et tendino-ligamentaires, entraînant des pathologies notamment à l'épaule (tendinite de la coiffe des rotateurs...), au coude (épicondylite...) et au poignet (syndrome du canal carpien...). Ces douleurs chroniques ont été reconnues pour avoir un retentissement négatif sur les capacités fonctionnelles et la qualité de vie, augmentant la dépendance de l'utilisateur envers les aidants [Ballinger et al. 2000].

VII.2. Prévalence des troubles musculo-squelettiques

Les douleurs d'épaule sont prédominantes dans la littérature qui traite de l'impact des pathologies sur le MS, car elles apparaissent aussi comme les plus invalidantes [Pentland & Twomey 1991; Pentland & Twomey 1994]. Elles sont le plus souvent associées à l'utilisation à long terme du FRM. Elles prédominent chez le tétraplégique, sont le plus souvent bilatérales [Curtis et al. 1995] et sont plus fréquentes chez la femme [Dyson-Hudson & Kirshblum 2004].

Après l'épaule, le poignet est la 2^e localisation la plus douloureuse [Pentland & Twomey 1991; Subbarao et al. 1995; Dalyan et al. 1999]. La prévalence des TMS de l'épaule varie dans le temps, en fonction de l'ancienneté

de la lésion médullaire et du niveau lésionnel. Elle semble la plus importante entre 5 et 20 ans après l'accident médullaire chez le sujet paraplégique, et augmenterait de manière linéaire à partir de la 5e année (30-50 %) jusqu'à 20 ans (70 %) [Sie et al. 1992; Gellman, Sie, et al. 1988]. Chez le sujet tétraplégique, cette prévalence est maximale entre 0 et 5 ans pouvant même se déclarer dans les 6 premiers mois [Sie et al. 1992]. Pour certains auteurs, l'apparition des TMS de l'épaule est beaucoup plus précoce avec une prévalence de 35 % chez le paraplégique et de 78 % chez le tétraplégique dans les 6 premiers mois. Puis, une diminution de cette dernière est observée entre le 6e et 12e mois pour s'abaisser dans les 4 années suivantes avant de réaugmenter après 10 ans d'utilisation du FRM [Sie et al. 1992; Silfverskiold & Waters 1991]. Au niveau du poignet, le pic de prévalence apparaîtrait au-delà des 25 ans d'ancienneté (40 %) pour les sujets paraplégiques.

VII.3. Traitements

Le traitement et la rééducation des blessures d'hyper sollicitation peuvent être divisés en 4 phases : i) l'inflammation et le contrôle de la douleur, ii) la mobilisation, iii) le renforcement et la restauration fonctionnelle et iv) la maintenance [Apple et al. 1996].

Phase 1 : Il s'agit de la phase initiale du traitement des blessures. Elle comprend des mesures qui contrôlent à la fois la douleur et l'inflammation tout en limitant les lésions tissulaires. Le PRICE (protection, repos relatif, glace, compression, et élévation) est un protocole couramment utilisé et complété avec des médicaments anti-inflammatoires. En général, cette phase dure de 1 à 2 semaines, mais peut persister jusqu'à 6 semaines.

La protection sous la forme d'immobilisation est rarement nécessaire. La glace est fréquemment utilisée pendant les premières 24-48 heures post-blessure afin de diminuer la douleur et l'inflammation, tandis que la compression, le bandage et l'élévation de la zone lésée sont utilisés pour minimiser l'œdème. Une variété de modalités de chauffage (à savoir : coussins chauffants, des ultrasons et des bains à remous) peut être utilisée dans la période subaiguë post-blessure (1-2 jours) si l'inflammation a été correctement contrôlée. La chaleur permettra de diminuer les contractures musculaires douloureuses et augmenter le flux sanguin dans la région, afin d'améliorer le processus de guérison.

Phase 2 : Elle commence dès que l'inflammation est contrôlée. Le but principal de cette phase est de retrouver et maintenir une amplitude normale de mouvement de la partie du corps blessé. Prolonger

l'immobilisation de l'articulation pourrait éventuellement amener à l'hypo extensibilité des tissus et par conséquent détériorer la fonctionnalité.

Phase 3 : La phase de renforcement musculaire commence quand 80-85 % d'amplitude des mouvements sans douleur est atteint. Elle débute avec des exercices isométriques et par la suite progresse à des exercices isotoniques et isocinétiques selon la tolérance de la personne.

Phase 4 : Le principal objectif de cette phase est de réduire le risque de récurrence tout en atteignant le précédent niveau fonctionnel de la zone lésée. La phase débute lorsque le muscle ou le groupe musculaire impliqué joint ou a atteint de 80 à 90 % de la force et de l'amplitude des mouvements indolores par rapport au côté controlatéral.

Le traitement et la rééducation des blessures d'hyper sollicitation des membres supérieurs des utilisateurs de FRM peuvent être difficiles. En effet, toute immobilisation diminuerait l'autonomie de l'utilisateur. Il est donc nécessaire d'intervenir en amont et de prévenir l'apparition des TMS. Et c'est en ce point que l'éducation thérapeutique d'une manière générale, et la prévention des TMS d'une manière spécifique, peuvent avoir toute leur importance.

VII.4. Prévention des troubles musculo-squelettiques : les différentes approches

La prévention des TMS-MS chez les utilisateurs de FRM peut intervenir à deux niveaux. Le premier au niveau matériel et le second au niveau gestuel. En effet, outre les indications de réglages du fauteuil et l'aide à la propulsion, il existe peu d'outils de prévention des TMS. Il est donc important d'intervenir en amont et de limiter au maximum les situations à risque. Comme il est difficile pour l'utilisateur de limiter son utilisation du fauteuil sans limiter son autonomie, il est intéressant d'intervenir au niveau gestuel et d'enseigner les « bons gestes » à réaliser pour prévenir le plus longtemps possible la survenue des TMS.

VII.4.1. Au niveau du matériel

VII.4.1.1. Choix et réglage FRM

Afin de prévenir et limiter les TMS-MS, le choix et le réglage optimal du FRM sont très importants. Le choix du fauteuil dépend de deux critères : le premier est propre à l'utilisateur (pathologie, mode de vie, âge, morphologie...) et le second est lié au fauteuil (confort, qualité roulement, maniabilité, stabilité...) [Guillon et al. 2009]. Les paramètres de réglages, quant à eux, ont pu être catalogués par Cooper (1998). Dans son livre, Copper a pu mettre en avant les paramètres essentiels pour adapter un fauteuil roulant à son utilisateur. L'ensemble des réglages du FRM doit se faire en deux étapes. La première étape de cette approche est la prise de 11 mesures anthropométriques qu'il définit comme utiles pour la sélection et le réglage du fauteuil (*Figure 17*).

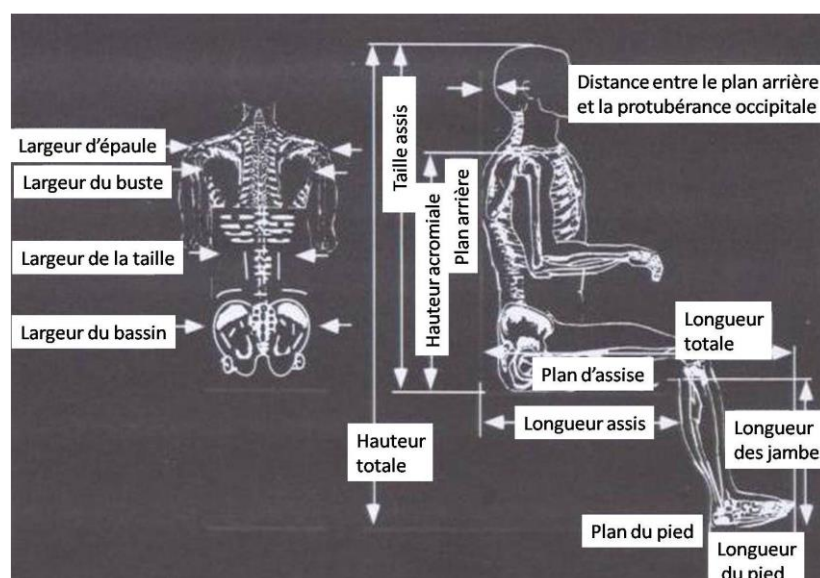


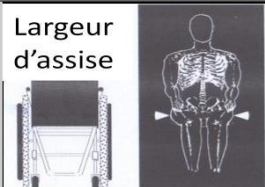
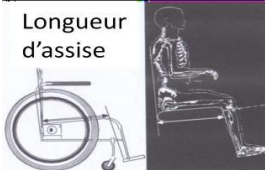
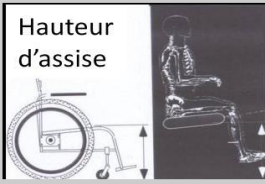
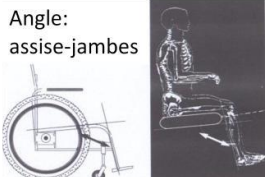
Figure 17: Mesures anthropométriques nécessaires aux choix et réglages du FRM (Copper 1998).

Ces mesures permettent ensuite la réalisation de la deuxième étape : les réglages du FRM. En 1994, Axelson et al. ont notamment publié un guide permettant la sélection et le réglage d'un fauteuil roulant de façon pertinente [Axelson et al. 1994]. Les informations fournies portent sur les différentes dimensions du FRM et leur matériel. Ainsi, à partir des mesures anthropométriques et des dimensions, l'utilisateur peut choisir son FRM, mais aussi ses réglages:

- La largeur de l'assise.
- La longueur de l'assise.

- La hauteur de l'assise.
- La hauteur du dossier.
- La longueur de la potence du repose-pieds.
- La hauteur de l'accoudoir.
- La longueur de l'accoudoir.
- La distance entre l'avant de l'accoudoir et le dossier et la hauteur de la structure de l'accoudoir.
- La distance entre les deux accoudoirs.
- La hauteur de l'appui-tête.
- L'angle entre l'assise et les jambes.
- L'angle entre l'assise et l'axe horizontal.
- L'angle entre le dossier et l'axe vertical.
- La position du siège.
- La largeur du dossier.

L'ensemble de ces réglages a fait l'objet de plusieurs études. Les auteurs ont pu mettre en avant des recommandations pour chaque paramètre (tableau 5)

Réglages	Références	Recommandations
 <p>Largeur d'assise</p>	Brubaker (1990) Cooper (1998)	$= \text{Largeur du bassin} + 1 \text{ cm}$ $< \text{Largeur du bassin} + 3 \text{ cm}$
 <p>Longueur d'assise</p>	Cooper (1998) Brubaker (1990)	Dépend de la longueur assis $= \text{Longueur assis} - 5 \text{ cm}$
 <p>Hauteur d'assise</p>	Brubaker (1990) Brubaker (1990) ; Axelson et al. (1994) ; Cooper (1998)	Entre 43 cm et 53 cm Angle du coude 120° d'extension lorsque la main est au vertex de la roue
 <p>Angle: assise-jambes</p>	Brubaker (1990) ; Cooper (1998)	$= 90^\circ$





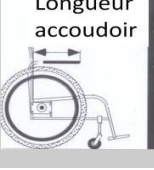
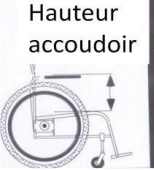
 <p>Angle d'assise</p>	<p>Brubaker (1990) Cooper (1998)</p>	<p>Entre 1° et 4° Entre 0° et 5°</p>
 <p>Angle du dossier</p>	<p>Brubaker (1990) ; Cooper (1998)</p>	<p>Entre 0° et 5° de la verticale et 90° à 95° avec l'assise</p>
 <p>Hauteur du dossier</p>	<p>Brubaker (1990)</p>	<p>Généralement en dessous de l'angle inférieur de la scapula</p>
<p>Largeur du dossier</p>	<p>Brubaker (1990) Cooper (1998)</p>	<p>= Largeur des épaules -2,5 cm = Largeur des épaules -2 cm</p>
<p>Position antéro-postérieure de l'axe des roues arrière</p>	<p>Brubaker (1990)</p>	<p>Entre 2,5 et 5 cm en arrière axe vertical passant par l'épaule</p>
 <p>Longueur de la potence</p>	<p>Cooper (1998) Brubaker (1990)</p>	<p>Fonction de la hauteur : jambe repose-pieds soit à > 5 cm du sol</p>
 <p>Longueur accoudoir</p>	<p>Cooper (1998)</p>	<p>Confort de l'utilisateur ne doit pas entraver les activités quotidiennes</p>
 <p>Hauteur accoudoir</p>	<p>Axelson et al. (1994) ; Cooper (1998) Brubaker (1990) Cooper (1998)</p>	<p>Accoudoir en contact avec le bras lorsque le bras est le long du tronc avec le coude à 90°. 2,5 cm sous processus olécrane lorsque bras est tendu le long du tronc. Influence la hauteur d'assise : accessibilité</p>
 <p>Ecartement accoudoir</p>	<p>Cooper (1998)</p>	<p>Largeur de la taille + 5 à 10 cm</p>

Tableau 5: Préconisations des réglages du fauteuil roulant manuel dans la littérature issue de (Louis 2010)

Il existe encore de nombreux réglages réalisables sur un FRM. Pour les fauteuils qui en sont équipés, la hauteur appui-tête doit être réglée de façon à ce que le centre de l'appui-tête corresponde avec la protubérance occipitale de l'utilisateur. On peut également modifier le carrossage des roues arrière ce qui permet par exemple d'augmenter la stabilité latérale [D. Veeger et al. 1989; Trudel et al. 1997; Faupin et al. 2004; Perdios et al. 2007]. Il est aussi possible de faire varier les dimensions des mains courantes, des roues arrière et avant [van der Linden et al. 1996; van der Woude et al. 2003; Guo et al. 2006]. En effet, des roues avant de faible diamètre permettent de réduire les forces nécessaires pour faire pivoter le FRM en réduisant la « chasse » des fourches, mais un faible diamètre augmentera aussi le risque de chute par butée. Enfin, on pourrait ajouter ici le poids du fauteuil, bien que ce facteur influe essentiellement lors du confort du chargement. En effet Sagawa et al (2010) ont montré qu'un surpoids de 5 kg n'avait pas d'influence ni sur les réponses physiologiques, ni sur les sensations, ni sur les performances lors d'activités de la vie quotidienne.

Les caractéristiques de la personne et de son environnement conditionnent certains choix et réglages du FRM. Cependant, les conséquences de ces choix et réglages sont parfois contradictoires. Par exemple, dans l'étude de Gorce & Louis (2012), s'appuyant sur le travail de thèse de Louis, le déport vers l'avant des axes de roues arrière par rapport au châssis a un effet positif sur la manœuvrabilité du FRM en étant plus efficiente dans la vie de tous les jours, mais également négatif sur sa stabilité arrière [Gorce & Louis 2012; Louis 2010]. Pour choisir et régler le FRM, un compromis entre tous les critères (confort de repos, articulaire de propulsion, franchissement d'obstacle, transfert assis debout, transfert latéral, chargement en voiture, de l'aidant, manœuvrabilité, stabilité [arrière, avant et latéral], résistance au roulement, stabilité) doit être déterminé (p238 Lepoutre 2011). Ce compromis se fera en fonction des caractéristiques de l'utilisateur pour répondre à la demande du FRM optimal, c'est-à-dire maximisant la satisfaction de la personne pour un ensemble de critères, parmi les FRM du marché. Dans cette optique, la Fondation Garches a mis en place un centre d'aide au choix des fauteuils roulants employant un kinésithérapeute et un ergothérapeute. Ce service propose des consultations gratuites afin d'aider tout utilisateur à trouver le FRM le satisfaisant. Dans une étude récente (révision mineure), nous avons pu évaluer la satisfaction de 132 utilisateurs et 76 aidants vis-à-vis du FRM et de ses caractéristiques. Les résultats de cette étude montrent que la majorité des utilisateurs de FRM exprime un bon niveau de satisfaction vis-à-vis de leur FRM. Ils montrent également que certains aspects du fauteuil roulant (poids, confort, durabilité et maniabilité) et des paramètres du FRM (dimensions et poignées de poussée) doivent être optimisés. L'amélioration de ces aspects devrait diminuer le risque de TMS chez les utilisateurs de FRM et les aidants, donc éventuellement améliorer la mobilité et la satisfaction [Marchiori et al 2015a].

VII.4.1.2. Intérêt de l'équipement spécifique : Assistance électrique à la propulsion

Nous avons vu dans les chapitres précédents que la propulsion était l'une des activités les plus importantes liées à l'utilisation du FRM et source de TMS. Afin de prévenir leur apparition, de nouvelles technologies ont été développées pour minimiser les efforts exercés lors du déplacement en FRM. Ces nouvelles technologies sont appelées PAPAW (pushrim-activated power-assisted wheelchair). Il s'agit d'une combinaison d'un FRM et d'une motorisation électrique où un moteur actionne les roues arrière. L'utilisation de fauteuils roulants à assistance électrique permet aux utilisateurs d'augmenter leur mobilité, d'améliorer leurs capacités fonctionnelles et de réduire le risque de blessures des membres supérieurs. En effet, l'analyse de la littérature a permis de montrer que l'utilisation d'un PAPAW permet de réduire l'amplitude des mouvements des membres supérieurs des sujets paraplégiques et tétraplégiques lors de la propulsion [Corfman et al. 2003; Algood et al. 2005], d'améliorer la capacité des sujets tétraplégiques d'utiliser leur fauteuil roulant dans une variété de milieux et lors des activités de la vie quotidienne. [Algood et al. 2005; Cooper 2001]. Elle permet aussi de réduire les coûts d'énergie métabolique pour les paraplégiques pendant la propulsion. [Cooper et al. 2001; Guillon et al. 2015] L'utilisation d'un PAPAW permet aux personnes atteintes d'une lésion de la moelle épinière (paraplégie et tétraplégie) qui ont une douleur à l'épaule de long terme, de propulser leur fauteuil roulant tout en diminuant le coût énergétique et l'effort perçu et finalement fournir une alternative à la faible utilisation de puissance en fauteuil roulant [Nash et al. 2008; Giesbrecht et al. 2009].

VII.4.2. Au niveau gestuel

VII.4.2.1. Guide pratique de recommandations des habiletés associées au maniement du FRM

Le Consortium for Spinal Cord Medicine a récemment publié un guide de pratiques cliniques sur la préservation des fonctions du MS chez les BM. Un ensemble de recommandations y sont rassemblées notamment sur le type de FRM, ses réglages... mais aussi sur son utilisation. Des informations notamment sur la propulsion, la saisie d'objet ou encore les transferts y sont regroupées.

VII.4.2.1.1. La propulsion

Avec un rendement brut d'environ 10 %, la propulsion en fauteuil roulant comme mode de déplacement est inefficace, montrant que les utilisateurs de fauteuils roulants fonctionnent avec des niveaux beaucoup plus élevés de dépenses d'énergie, de force et de puissance afin de parvenir à l'indépendance de la mobilité [De Groot et al. 2002]. Ceci est partiellement dû à la relativement faible masse musculaire des membres supérieurs, aux difficultés biomécaniques impliquées dans la phase de propulsion, aux mouvements du tronc et la phase de retour [De Groot et al. 2002]. Cela peut engendrer un syndrome d'hyper sollicitation, et de la

douleur [Kotajarvi et al. 2004; Mercer et al. 2006]. Mercer et al. ont également constaté que les utilisateurs qui produisent des forces et moments importants étaient plus susceptibles d'avoir une pathologie coroco-acromial ou montrer des signes de pathologie à l'examen physique [cité dans Collinger et al. 2008].

La recherche sur la propulsion en fauteuil roulant a été entreprise pour aider à l'optimisation des performances et à la minimisation des contraintes du MS. Ceci a contribué à l'élaboration de directives cliniques [Consortium for Spinal Cord Medicine 2005]. Il est ainsi recommandé d'utiliser de longs cycles de propulsion afin de limiter les impacts sur la main courante et de permettre à la main de se déplacer de manière linéaire. Ainsi le style SC semble le plus adapté, car il semblerait être le plus efficace sur le plan biomécanique [Shimada et al. 1998; Sanderson & Sommer 1985]. En effet Sanderson & Sommer (1985) ont conclu que le style SC est le plus efficace puisque le pourcentage de la phase de propulsion est supérieur et que les accélérations angulaires de l'épaule et du coude sont moins importantes. Boninger et al. (2002) confirment ces résultats, et concluent que le style SC est le plus efficace par rapport aux autres et reste le moins traumatisant pour les membres supérieurs [Sanderson & Sommer 1985; Boninger et al. 2002]. Outre le style de propulsion, la fréquence et la longueur de la phase de poussée sont des facteurs influençant l'apparition de TMS. Le « Paralyzed Veterans Clinical Guideline », préconise un angle de poussée de 85 à 100°.

Bien que les recommandations ont été faites par le « Paralyzed Veterans Clinical Guideline » sur la nécessité de minimiser la fréquence et les forces lors de la propulsion, il n'y a pas d'études à ce jour qui identifient la force absolue ou la fréquence de poussée idéale afin de prévenir les TMS-MS [Consortium for Spinal Cord Medicine 2005]. L'analyse du cycle de propulsion et plus particulièrement de la durée de ses phases pourrait fournir des informations supplémentaires. En effet, une phase de poussée plus importante pourrait aider à réduire les blessures et la fatigue musculaire. Cowan et al. (2009), ont montré dans leur étude qu'une phase de poussée plus longue permettrait de diminuer la cadence. Ainsi une vitesse plus lente et une cadence plus faibles associées à une phase de poussée plus longue limiteraient la répétition de la tâche [Cowan et al. 2009].

Au niveau de la fréquence, Boninger et al (2002) ont mis en évidence la relation entre la fréquence de poussée et l'incidence des blessures du poignet [Boninger et al. 2002]. Diminuer cette fréquence est nécessaire et pour cela plusieurs méthodes sont possibles : Tout d'abord en utilisant un style de propulsion SC ou en favorisant la propulsion sur des surfaces offrant peu de résistances à l'avancement. En effet, Cowen (2009) indique dans son étude que les utilisateurs modifient leur cadence selon les surfaces testées [Cowan et al. 2009]. Par exemple, la cadence diminue sur des surfaces créant moins de résistance, comme le carrelage et augmentent avec des surfaces plus résistantes comme le béton rugueux ou la moquette. Diminuer la fréquence de propulsion peut également se faire en modifiant les réglages du FRM. On constate que déplacer

l'essieu arrière vers l'avant de plusieurs centimètres, en alignement avec l'épaule, réduit la cadence et les forces sur la main courante [Boninger et al. 2000]. Diminuer la fréquence permettrait également d'agir sur la répétition. En effet, la répétition est également un facteur de risque majeur de développement de blessures et devrait tenir compte du nombre de fois qu'un utilisateur de FRM doit négocier des petites marches, des pentes, ainsi que des transferts.

Dans une étude réalisée par Van Drongelen, il est suggéré que ni la propulsion ni les activités de la vie quotidienne (AVQ) ne sont responsables individuellement du nombre élevé de blessures d'hyper sollicitation. Mais que la combinaison des deux constitue un risque élevé [Van Drongelen et al. 2005]. Les études ont corrélé le niveau de douleur au niveau de force la plus importante pourtant aucune à ce jour n'a défini une amplitude de force acceptable. Des études récentes ont mis en évidence un certain nombre de facteurs ayant un impact sur la propulsion et le risque de TMS en agissant sur les exigences cinétiques. Le poids de l'utilisateur a été mis en évidence comme un facteur pouvant affecter les forces au niveau de l'épaule [Mercer et al. 2006; Collinger et al. 2008; Brose et al. 2008], de même que le type de sol ou l'inclinaison de la pente. Koontz et al. ont effectué une analyse cinétique de la propulsion lors du démarrage sur certaines surfaces intérieures et extérieures (tapis, carrelage, pavés, béton, herbe, planchers de bois, et une pente) [Koontz et al. 2005]. En comparaison à la surface plane en béton lisse, les exigences cinétiques de la phase de démarrage ont augmenté sensiblement pour les autres surfaces. Il en est de même pour la propulsion en pente, Richter et al. ont constaté que les forces sur la main courante ont nettement augmenté avec le niveau de pente [Richter et al. 2007a]. L'ensemble de ces résultats laisse à penser que c'est l'ensemble des paramètres biomécaniques de la propulsion qui contribue à la pathologie [Collinger et al. 2008].

Cas particulier du franchissement de pentes et d'obstacles

Propulser en pente est une habileté que tous les utilisateurs de FRM devraient maîtriser pour augmenter leur autonomie de déplacement pourtant tous n'en sont pas capables. Sanford et al. ont montré que pour une pente de 4,8° de 9 m de long seulement 85 % des participants étaient capables de la monter et ce chiffre diminuait à 80 % pour une pente de 5,7°, et seulement 75 % pour une pente de 7,1° [Sanford et al. 1997]. D'autres études ont confirmé ces résultats [Sweeney et al. 2009; Steinfeld & Others 1979]. Ce taux d'échec peut s'expliquer notamment par les efforts nécessaires à la réalisation de la tâche : Arabi et al. (2004) ont calculé chez des utilisateurs valides que 46 % de la force propulsive maximale isométrique générée est nécessaire pour déplacer son FRM sur une pente de 3° et 61 % pour une pente de 5,7° [Arabi et al. 2004]. La vitesse de propulsion est diminuée lors de la propulsion en pente. Richter et al. (2007), ont trouvé que la vitesse était d'environ 1,5 et 2,7 fois plus lente lorsque les utilisateurs propulsaient sur une pente de 3° et 6°,

respectivement, par rapport au plat [Richter et al. 2007a]. Dans une étude plus récente Yang et al. (2012) ont trouvé que les forces totales et tangentielles appliquées sur les mains courantes augmentaient de manière plus importante que le rendement mécanique avec la pente. En effet lors de la propulsion sur une pente de 3° ; Yang et al ont trouvé une augmentation d'environ 2,09 et 2,38 fois plus élevée pour les forces totales et tangentielles tandis que le rendement mécanique n'était que d'1,1 fois supérieure [Yang et al. 2012]. Outre les efforts exercés lors de la propulsion en FRM sur sol plat, les efforts mécaniques supplémentaires, sur les membres supérieurs de l'utilisateur lors d'une propulsion en pente augmentent encore le risque de TMS-MS, en particulier au niveau des poignets et des épaules [Consortium for Spinal Cord Medicine 2005]. Limiter la propulsion ou le temps de propulsion en pente est une solution pour réduire la survenue de TMS. Pour cela, identifier les niveaux de pente les plus à risques est donc nécessaire. Ainsi, évaluer l'indice d'inconfort de chaque niveau de pente est un objectif essentiel dans la prévention des TMS-MS des utilisateurs de FRM.

Au niveau du franchissement d'obstacle, peu d'études ont étudié cette compétence aussi importante pour l'autonomie de l'utilisateur de FRM, et ce malgré un faible taux de réussite (de 1 % des utilisateurs de FRM sont capable de monter un trottoir de 15 cm [Kirby et al. 2004]). Cette défaillance peut être due à une déficience du tronc, une stratégie inadéquate ou peut-être la conséquence d'une demande de trop d'effort des MS. Van Drongelen et al (2005) ont déterminé les moments nets sur les articulations gleno-humérales et du coude pendant les activités liées au FRM pour huit personnes atteintes d'une lésion de la moelle épinière (SCI). Ils ont signalé une augmentation plus que décuplée pour les moments nets de l'épaule et du coude lors du franchissement d'obstacle de 10 cm par rapport à la propulsion sur plat [Van Drongelen et al. 2005] Desroches et al (2009) ont évalué la charge soutenue par les trois articulations des membres supérieurs pendant le franchissement d'obstacle avec un élan. Ils ont également signalé des amplitudes de moments nets semblables, malgré une amplitude à l'épaule plus élevée [Desroches et al. 2009]. Récemment, Lalumière et al. (2013) ont comparé les stratégies de mouvement, les actions mécaniques et les demandes musculaires pendant le franchissement d'obstacle à trois hauteurs distinctes. Ils ont signalé que les efforts du MS augmentent progressivement à mesure que la hauteur de l'obstacle augmente malgré des modifications de stratégie (par exemple, l'augmentation de la flexion du tronc vers l'avant) [Lalumiere et al. 2013]. L'amplitude de mouvement n'est pas le seul facteur important dans l'apparition de TMS. Évaluer l'indice d'inconfort du franchissement d'obstacle, et notamment les facteurs prédominants dans la survenue de TMS, est également un objectif important dans la prévention des TMS-MS des utilisateurs de FRM.

VII.4.2.1.2. Transfert

Savoir comment se transférer de manière efficace d'un point de vue cinématique et cinétique est essentiel pour limiter l'apparition de douleurs et de TMS-MS. Pour cela, plusieurs recommandations ont été mises en place [Gagnon, A. Koontz, et al. 2009]:

- Effectuer des transferts vers un siège cible de même hauteur. Le transfert vers un siège plus haut nécessitant plus d'efforts mécaniques que pour une même hauteur. De même, se transférer vers un siège plus bas n'a pas d'effet positif selon une étude récente portant sur la quantification des signaux EMG [Forslund et al. 2007; Gagnon, Nadeau, Noreau, Dehail, et al. 2008; Gagnon, Nadeau, et al. 2009].
- Éviter les contraintes en modifiant la position des MS. Pour le membre suiveur, il est recommandé de positionner la main le plus près possible du corps (limite le basculement de la scapula) avec les doigts pointant vers la direction opposée au transfert et perpendiculaire à la cuisse (favorise la rotation externe). Cette position permet de limiter les bras de levier ainsi que l'amplitude de la rotation interne de l'épaule durant le transfert [Gagnon, A. Koontz, et al. 2009]. Au niveau du membre leader il sera nécessaire de favoriser l'alignement de l'axe de l'humérus avec la scapula afin de réduire les forces de cisaillement à la jonction scapulo-humérale. La main étant placée sur ou près de la surface cible afin de limiter le basculement de la scapula et la combinaison flexion/abduction de l'épaule tout en laissant suffisamment de place pour poser les fesses à la fin du transfert. [Gagnon, A. Koontz, et al. 2009].
- Utiliser lorsque c'est possible une poignée pour le transfert plutôt que la main à plat (figure 18). De récentes études ont mis en évidence que se transférer sur une surface plate, le poignet en extension et la paume à plat demandait une extension maximale du poignet au-delà de l'amplitude physiologique pour les deux membres et ce, quelle que soit la hauteur du siège cible [Gagnon, Nadeau, Noreau, Eng, et al. 2008].



Figure 18: Position recommandée de la main lors d'un transfert
issue de [Consortium for Spinal Cord Medicine 2005]

- Varier les techniques et le sens de transfert. En effet, il est recommandé de favoriser le membre le plus fort, sans douleur comme bras suiveur, notamment lorsque le siège cible est plus haut. [Forslund et al. 2007; Gagnon, Nadeau, Noreau, Dehail, et al. 2008]. Des études antérieures ont également suggéré que la position du tronc vers l'avant lors des transferts permet de moins charger l'articulation scapulo-humérale et de réduire le risque de TMS au niveau de la coiffe des rotateurs en sollicitant différemment certains groupes musculaires autour de l'épaule tels que les muscles sternal pectoralis major et grand dorsal [Finley et al. 2005; Perry et al. 1996].

- Utiliser une aide au transfert pour diminuer les efforts lors du transfert.
- Placer les deux pieds sur le sol. Cette nouvelle recommandation est justifiée par le fait que les membres inférieurs soutiennent presque 30 % du corps pendant le transfert [Tanimoto et al. 2008; Gagnon, Nadeau, Noreau, Dehail, et al. 2008]. Ainsi, ils permettraient de décharger les MS du même poids de corps. Plus facilement mis en place par les utilisateurs de FRM à repose-pieds amovible, il est recommandé aux utilisateurs de cadre rigide de positionner les roues vers l'avant et de positionner au moins un pied au sol.

Il s'avère que les TMS sont des troubles chroniques dont les symptômes n'apparaissent généralement qu'après une exposition prolongée de l'utilisateur de FRM aux risques visés. Il convient d'ajouter que la combinaison de plusieurs facteurs de risque majore de manière significative le risque de TMS. En outre, la gravité d'un facteur de risque dépend de son intensité (plus le facteur de risque est intense, plus le risque est élevé), de sa fréquence et de sa durée. La prévention durable des troubles musculo-squelettiques doit passer par une évaluation de l'hyper sollicitation de l'appareil musculo-squelettique des utilisateurs lors de la réalisation des activités de la vie quotidienne et par l'analyse des réglages du FRM. En effet, l'analyse de l'activité d'une part et les ajustements du FRM d'autre part sont un des déterminants essentiels à la prévention des TMS.

VII.4.2.2. Éducation thérapeutique

« L'éducation thérapeutique (ETP) vise à aider les patients à acquérir ou maintenir les compétences dont ils ont besoin pour gérer au mieux leur vie avec une maladie chronique. Elle fait partie intégrante et de façon permanente de la prise en charge du patient. Elle comprend des activités organisées, y compris un soutien psychosocial, conçues pour rendre les patients conscients et informés de leur maladie, des soins, de l'organisation et des procédures hospitalières, ainsi que des comportements liés à la santé et à la maladie. Ceci a pour but de les aider (ainsi que leurs familles) à comprendre leur maladie et leur traitement, collaborer ensemble et assumer leurs responsabilités dans leur propre prise en charge dans le but de les aider à maintenir

et améliorer leur qualité de vie » [Syette de Villette 2008]. Elle participe à l'amélioration de la santé du patient ainsi que de sa qualité de vie et celle de ses proches. Elle a pour objectif :

- L'acquisition et le maintien par le patient de compétences d'auto soins.
- La mobilisation ou l'acquisition de compétences d'adaptation.

L'ETP est adaptée à la nécessité d'une prise en charge globale du blessé médullaire. Les programmes d'ETP sont basés principalement sur la prévention des complications urinaires, des escarres, des troubles digestifs. En effet, les complications urinaires auxquelles sont exposés les patients blessés médullaires nécessitent par exemple une sensibilisation du patient vis-à-vis de ces dernières. L'objectif de l'ETP, en plus d'enseigner la technique d'auto sondage, est de donner aux patients la possibilité de choisir sa méthode. Tout au long de la prise en charge et du suivi, l'ETP a pour objectif de diminuer l'incidence des complications urinaires, les faire connaître au patient afin de les responsabiliser et de les impliquer dans la mise en place de mesures en cas de complications. Au niveau des enjeux cutanés, même si les mesures préventives des escarres sont de plus en plus connues, ils restent très fréquents chez les blessés médullaires (BM). L'ETP a pour objectif dans ce cas d'inciter le patient à repérer les facteurs favorisant la survenue d'escarres afin de les limiter et de reconnaître l'apparition de celles-ci dès leurs débuts afin d'inciter le patient à agir pour éviter leurs formations. Un des autres enjeux d'intervention chez le blessé médullaire, est les troubles fonctionnels digestifs. L'importance des troubles de la fonction digestive sur la qualité de vie nécessite la mise en place de l'ETP afin de développer les compétences d'autosoins du patient, mais aussi de reconnaissance des facteurs influençant son transit ou des complications potentiels.

En plus, des complications d'ordre urologique, cutané ou digestif, il existe d'autres domaines où l'éducation thérapeutique représente un atout dans la prise en charge des BM, notamment au niveau pulmonaire, cardiaque ou septicémique. Bien que la prévalence des TMS soit importante et que leurs apparitions influent sur la qualité de vie et l'autonomie des patients, il n'existe pas encore d'ETP sur la prévention des TMS que ce soit d'un point de vue technique sur le choix et le réglage du FRM ou d'un point de vue fonctionnel sur la réalisation des habiletés motrices, la force musculaire mise en jeu ou encore sur la fatigabilité des patients. La mise en place d'une ETP, ou tout au moins d'une évaluation et d'une prévention des TMS nous semble une chose essentielle à mettre en place.

PROBLEMATIQUE ET HYPOTHESES

L'utilisation d'un FRM a pour objectif d'augmenter l'autonomie de déplacement et donc l'indépendance de l'utilisateur. Pour cela, il est nécessaire de maîtriser un ensemble d'habiletés primordiales telles que la propulsion ou le transfert. Ces habiletés nécessitent des interactions complexes entre le squelette, et les structures musculaires, neurologiques et vasculaires. Ces contraintes excessives agissant sur l'articulation du poignet, du coude, et de l'épaule contribuent probablement à l'élaboration ou la perpétuation de TMS-MS au fil du temps. On observe chez les utilisateurs une prévalence accrue des TMS-MS.

Le traitement et la rééducation des blessures d'hyper sollicitation des membres supérieurs des utilisateurs de FRM peuvent être difficiles. En effet, ces derniers sont les seuls permettant d'effectuer les tâches de mobilité et de la vie quotidienne de l'utilisateur, toute immobilisation diminuerait l'autonomie de l'utilisateur. Il est donc nécessaire d'intervenir en amont et de prévenir l'apparition des TMS. Afin de prévenir leur apparition, l'évaluation du niveau de risque de chaque habileté est donc indispensable pour « organiser » l'utilisation du FRM.

A notre connaissance, il n'existe pas actuellement d'outil complet permettant de quantifier le niveau de risque d'une activité. En effet, ils existent de nombreux outils plus ou moins complexes dans le monde du travail, et peu sont connus. Tandis que ceux associés à l'utilisation du FRM n'évaluent pas le risque dans son ensemble. Louis et al. (2010) et Desroches et al. (2010) ont proposé lors d'un travail commun deux indices d'inconfort articulaire : l'un cinématique et l'autre dynamique. La synergie des facteurs étant importante, l'évaluation globale du niveau de risque nous semble pertinente.

Dans ce contexte, nous trouvons un intérêt à quantifier et prévenir les situations à risque par la création d'un outil permettant d'une part de quantifier le risque indice et d'autre part de servir d'outil de prévention pour l'éducation thérapeutique. L'objectif principal de notre travail sera de quantifier le niveau de risque des différentes habiletés liées au FRM, l'objectif secondaire sera quant à lui de déterminer le niveau de risque de chaque articulation au cours de l'habileté.

Nous émettons les hypothèses de départs suivantes :

- Les habiletés liées à l'utilisation du FRM sont à risque important de survenue de TMS, et notamment le transfert.
- Les niveaux de risques de l'épaule et du poignet sont les plus importants

Ainsi, 3 études ont été menées, chacune évaluant une habileté différente.

L'étude 1 a pour objectif d'évaluer l'inconfort articulaire lors de la propulsion sur différents niveaux de pente sans contraindre l'utilisateur à utiliser un pattern particulier. Nous émettons l'hypothèse qu'indépendamment du pattern de propulsion, l'inconfort articulaire des membres supérieurs augmente avec le pourcentage de pente.

L'étude 2 vise à quantifier l'inconfort articulaire lors d'un mouvement de transfert et d'identifier l'impact de deux techniques d'utilisation du tronc : fléchi vers l'avant et en rectitude. Nous émettons l'hypothèse que l'inconfort articulaire des membres supérieurs est plus important lors de la réalisation d'un transfert avec une posture du tronc en rectitude.

Enfin, l'étude 3 vise à identifier le niveau d'inconfort articulaire pour chaque articulation du membre supérieur lors de la phase de franchissement d'un obstacle correspondant à un trottoir. Nous émettons l'hypothèse que l'inconfort articulaire le plus important se situe au poignet.

PARTIE II

INDICE D'INCONFORT ARTICULAIRE : OUTILS, MESURES ET DEVELOPPEMENTS

Cette partie présente la méthodologie qui nous a permis de développer un indice d'inconfort articulaire par approche biomécanique. Nous avons vu dans le chapitre précédent que la littérature spécifique relative à l'utilisation du FRM expose que, l'amplitude et la répétition du mouvement, les positions à proximité des butées articulaires, le surpoids de l'utilisateur et les efforts mécaniques, résultant de l'utilisation des mains courantes, sont communément admis comme les principaux facteurs de risques de blessures du membre supérieur. Dans le cadre d'un travail collaboratif, ANR SACR-FRM, auquel le laboratoire et la Fondation Garches ont participé, un indice d'inconfort articulaire basé sur les efforts articulaires a été développé [G Desroches et al. 2010]. Parallèlement à ce développement, et dans le même projet, une autre équipe du projet a proposé un nouvel outil de quantification des facteurs de risques cinématiques appelé indice d'inconfort [Louis & Gorce 2010]. Ces deux indices séparés permettent de discriminer différentes configurations de FRM et visent à proposer une configuration spécifique pour un individu qui réduirait l'inconfort articulaire et possiblement le risque de pathologies. À la fin de ce projet, les différentes équipes ont souligné l'intérêt de combiner ces indices, et ont émis le souhait de continuer la collaboration en vue de développer un seul indice construit de façon globale et plurifactorielle.

Quelques années plus tard, une collaboration entre le Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation (CRIR) du Montréal métropolitain et notre laboratoire nous a permis d'acquérir de nouvelles connaissances et compétences pour aller plus loin dans nos investigations. En effet, le CRIR est un laboratoire qui travaille déjà depuis longtemps sur la thématique du FRM et qui a effectué un grand nombre d'études sur l'ergonomie du FRM, les troubles musculo-squelettiques en FRM et les stratégies de transfert. L'objectif scientifique de cette collaboration était de réaliser une série d'études sur la relation entre le franchissement d'obstacle et les techniques de transfert et les troubles musculo-squelettiques chez les utilisateurs de FRM. Cette première collaboration entre nos deux laboratoires s'est prolongée dans le cadre de cette thèse avec la participation de la Fondation Garches et de Guillaume Desroches au sein de l'équipe de Dany Gagnon au CRIR. Fort de cet historique de collaboration, l'objectif du travail vise à développer un Indice d'Inconfort Articulaire basé sur la combinaison des indices développés d'une part, et d'intégration de données physiopathologies et d'expertises cliniques d'autre part. Ainsi, cet Indice combine des variables biomécaniques en lien avec les connaissances physiopathologiques et l'expertise clinique contextuelle telle que les différentes situations d'utilisation du FRM.

Cet indice biomécanique permettrait d'avoir une meilleure compréhension sur deux niveaux de l'inconfort et du risque de TMS chez les utilisateurs de FRM. Le premier niveau à partir d'une quantification globale du niveau de risque de l'activité permettrait d'explorer le risque des différentes activités de la vie quotidienne de l'utilisateur de FRM. Le deuxième niveau, via une approche plus détaillée permettrait d'explorer le niveau de risque au sein de chaque articulation afin d'identifier les

articulations les plus à risques au sein de l'activité. Le développement de l'indice se fera sous la forme d'un système intelligent flou en trois étapes. L'algorithme de cet indice s'établit selon la figure suivante (figure 19) :

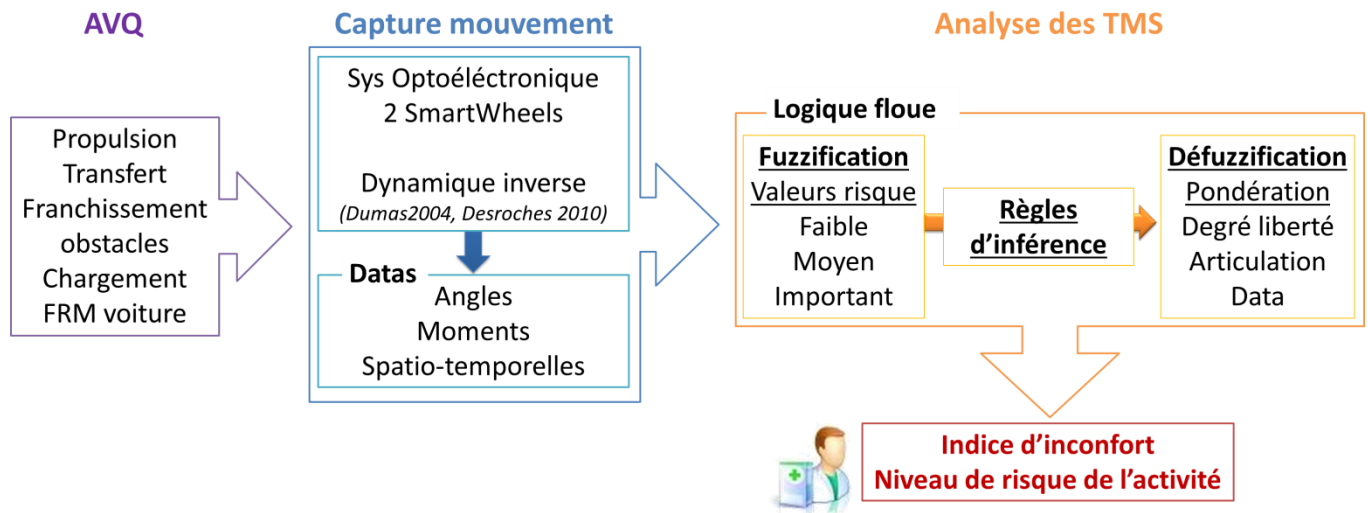


Figure 19: Schéma de l'indice biomécanique d'inconfort articulaire
Principe de quantification de l'indice d'inconfort en trois phases : analyse d'une activité de la vie quotidienne (AVQ), exportations des datas cinématiques et cinétiques à partir de la capture de mouvement et analyse des TMS par logique floue

À partir de l'analyse du mouvement d'une AVQ, les données variables biomécaniques cinématiques (angles articulaires, amplitude) et cinétiques (moments articulaires) sont extraites et calculées à partir du modèle issu des travaux de références de Dumas & Desroches [Dumas et al. 2004; Guillaume Desroches, Chèze, et al. 2010] (figure 19 « capture du mouvement »). Les valeurs ainsi extraites vont ensuite être analysées à partir d'un système par logique floue pour quantifier le niveau de risque de l'activité et ainsi obtenir L'Indice d'Inconfort Articulaire. Pour cela, l'analyse des TMS sera réalisée en trois étapes (figure 19 « analyse TMS »). La première étape étant appelée la fuzzification qui permet de coter le niveau d'inconfort de ces variables avec des informations générales connues de la physiopathologie du membre supérieur issu de l'anatomie fonctionnelle, mais aussi de la médecine du travail, l'étape 2 quant à elle a pour objectif l'établissement des règles d'inférence puis la troisième étape la pondération de ces valeurs à partir de la connaissance spécifique de l'utilisation du FRM et des connaissances issues l'ergonomie du travail.

II. Activités de la Vie Quotidienne : source de mouvements

Les activités de la vie quotidienne de l'utilisateur de FRM peuvent se regrouper schématiquement en deux catégories : celles liées aux déplacements/maniements (propulsions, franchissements...) et celles liées à sa manipulation (transferts, chargements...).

La figure 20 regroupe schématiquement ces situations d'usage du FRM les plus fréquentes. Dans le cadre de ce travail seules les trois premières situations seront évaluées et présentées dans la partie suivante (PARTIE III : APPLICATIONS CLINIQUES) : la propulsion sur sol plat ainsi que les différents niveaux de pentes, les transferts et le franchissement d'obstacles tel que la montée de trottoir.

AVQ



Figure 20: Situations d'usage du FRM les plus fréquentes

III. Analyse du mouvement : Modèle et outils utilisés

Le membre supérieur est constitué de trois segments : le bras, l'avant-bras et la main. Néanmoins, lors de l'utilisation du FRM et notamment lors de la propulsion, la sollicitation du tronc est habituelle. Plusieurs travaux ont lié l'utilisation du tronc avec l'efficacité de propulsion [Rodgers et al. 2000; Yang et al. 2004; Gagnon, Verrier, et al. 2009]. Par conséquent, afin d'avoir une analyse pertinente, il convient d'inclure la ceinture scapulaire et le tronc à la chaîne articulaire du membre supérieur.

Cette partie vise à présenter les différentes étapes et principes retenus pour modéliser le membre supérieur. Pour cela, nous verrons dans un premier temps le principe de modélisation par dynamique inverse et le modèle utilisé puis dans un second temps les outils de capture du mouvement utilisés dont notamment les outils cinématiques et cinétiques. (Figure 21)

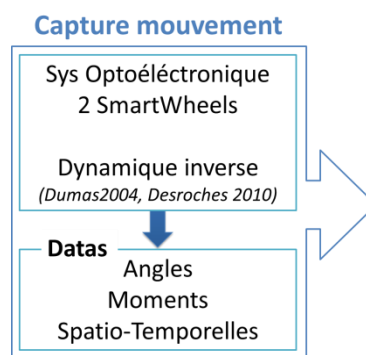


Figure 21: Étape de capture du mouvement comprenant : les systèmes de capture, la modélisation ainsi que la génération de données

III.1. Modélisation par dynamique inverse du membre supérieur

La méthode de la dynamique inverse a pour objectif d'estimer les résultantes des efforts articulaires lors de mouvements quelconques. Le calcul de la dynamique inverse repose sur les principes fondamentaux de la dynamique (lois de Newton-Euler). Cette méthode intègre un certain nombre de choix, dont un modèle anthropométrique, un modèle des liaisons cinématiques, des données relatives à la cinématique des segments corporels et aux efforts exercés par l'utilisateur sur son environnement [Lepoutre 2011]. Ainsi, différentes données sont nécessaires pour ce modèle dynamique : les paramètres inertiels, la position des segments dans l'espace et les actions mécaniques. Les paramètres inertiels correspondent à la répartition de masse de chacun des segments du modèle afin de positionner les différents centres de masse. Ils sont obtenus à partir d'équations de régressions basées sur des données anthropométriques mesurées sur l'utilisateur directement et/ou via la capture du mouvement [Dumas et al. 2007]. La position des segments est obtenue à partir des trajectoires spatiales des marqueurs enregistrées par le système de capture du mouvement et les efforts mécaniques appliqués sur la main courante à partir d'une roue instrumentée.

Le modèle utilisé est celui développé et intégré au projet collaboratif ANR SACR FRM : Dumas et al (2004, 2007) et Desroches et al. (2010). Ce modèle intègre deux modélisations l'une dynamique et l'autre cinématique.

III.1.1. Présentation du modèle utilisé

Pour la partie dynamique du modèle : Ce modèle est constitué de trois segments du membre supérieur (main, avant-bras, bras) et du tronc, considérés comme étant des corps rigides. Les trois articulations joignant les segments sont modélisées comme étant sphériques avec trois degrés de liberté. Les entrées nécessaires à ce modèle sont les données anthropométriques, la position des segments dans l'espace (cinématique) et la cinétique mesurée au niveau de la main courante. Ce modèle utilise la formulation des torseurs et l'algèbre des quaternions. Il permet notamment d'éviter le calcul séquentiel des angles articulaires (angles d'Euler) préalable au calcul des forces et moments articulaires. L'utilisation de torseurs permet aussi de calculer les forces et les moments au cours d'une seule étape contrairement aux algorithmes qui calculent d'abord la force articulaire pour ensuite calculer le moment. Le torseur est exprimé à un point et dans un repère défini et est un vecteur six dimensions regroupant les composantes des forces (F_x, F_y, F_z) et des moments (M_x, M_y, M_z) (figure 22). Ainsi, les forces et les moments au point proximal ($W_i^{\text{proximal}}[P_i]$) du segment (i) sont obtenus par la somme des forces et moments au point distal ($W_i^{\text{distal}}[P_i]$), d'une composante dynamique (W_i^{poids}) agissant au centre de masse (C_i). Contrairement aux forces et moments au point distal ($W_i^{\text{distal}}[P_i]$) qui sont obtenus par le principe

d'action-réaction, en inversant les forces et les moments au point proximal du segment adjacent ($W_i^{\text{proximal}}[P_{i-1}]$).

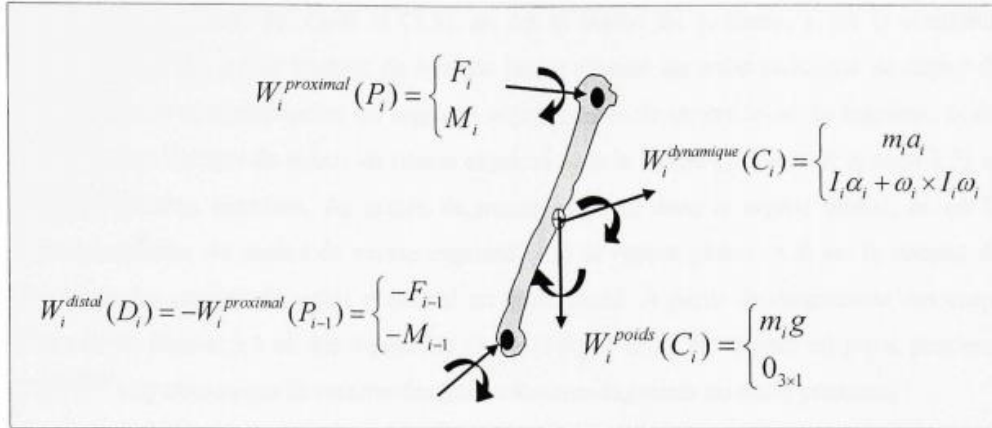


Figure 22: Diagramme des corps libres et notation des torseurs de la dynamique inverse

Afin d'obtenir les forces et les moments au point proximal, il est nécessaire de transformer au point proximal les torseurs exprimés en d'autres points. En sachant que lors de ce type de transformation le produit croisé entre le bras de levier et la force appliquée au point doit être rajouté à la partie moment du torseur. Voici les transformations des trois torseurs de la figure 22 en proximal (P_i).

$$W_i^{\text{poids}}(P_i) = \begin{Bmatrix} m_i g \\ 0_{3 \times 1} + c_i \times m_i g \end{Bmatrix} \quad [1]$$

$$W_i^{\text{dynamique}}(P_i) = \begin{Bmatrix} m_i a_i \\ I_i \alpha_i + w_i \times l_i \omega_i + m_i a_i \end{Bmatrix} \quad [2]$$

$$W_i^{\text{distal}}(P_i) = \begin{Bmatrix} -F_{i-1} \\ -M_{i-1} + d_i \times F_{i-1} \end{Bmatrix} \quad [3]$$

Avec m_i la masse du segment, g la constante gravitationnelle, c_i le vecteur du bras de levier du point proximal au centre de masse, I_i le tenseur inertielle du segment exprimé dans le repère global, a_i et α_i l'accélération linéaire et angulaire du centre de masse exprimé dans le repère global, ω_i la vitesse angulaire du centre de masse exprimée également dans le repère global et d_i le vecteur du bras de levier mesuré du point proximal au point distal. Le torseur au point proximal (W_i^{proximal}) est obtenu par la somme des autres torseurs exprimés au point proximal :

$$W_i^{\text{proximal}}(P_i) = W_i^{\text{poids}}(P_i) + W_i^{\text{dynamique}}(P_i) + W_i^{\text{distal}}(P_i) \quad [4]$$

Dans ces différents torseurs m_i , c_i et I_i sont calculés par des équations de régressions basées sur les longueurs segmentaires [Dumas et al. 2007]. On peut résumer l'équation des forces (F_i) et des moments (M_i) au point proximal par l'équation suivante :

$$\begin{bmatrix} F_i \\ M_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_i E_{3 \times 3} & 0_{3 \times 3} \\ m_i c_i & I_i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_i - g \\ \alpha_i \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0_{3 \times 1} \\ \omega_i \times I_i \omega_i \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} E_{3 \times 3} & 0_{3 \times 3} \\ d_i & E_{3 \times 3} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_{i-1} \\ M_{i-1} \end{bmatrix} \quad [5]$$

i représentant le numéro du segment, $E_{3 \times 3}$ la matrice identité trois par trois et $0_{3 \times 3}$ et $0_{3 \times 1}$ des matrices trois par trois et un vecteur trois par un de valeur 0. Afin de généraliser cette équation, Dumas et al (2004) ont proposé une notation générique des segments (*figure 23*) [Dumas et al. 2004].

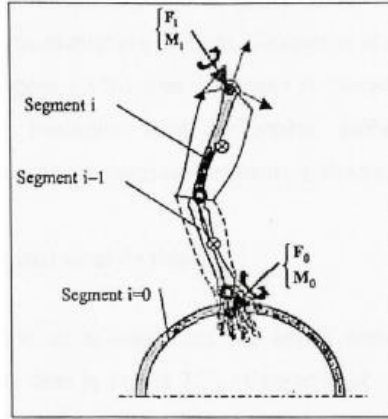


Figure 23: Notation générique des segments (Dumas et al 2004)

Le premier segment ($i=0$) sera la main courante. Le torseur proximal du segment $i = 0$ sera représenté par les forces et moments mesurés par la roue (F_0, M_0). Le modèle utilise une approche récursive pour estimer la cinétique au poignet, au coude, et à l'épaule. Les forces et les moments obtenus au point proximal d'un segment seront donc les forces et les moments distaux du segment suivant. Ainsi, les trois segments du MS (main, avant-bras, bras) ont été modélisés comme étant des corps.

Pour la partie cinématique du modèle : Les forces et les moments articulaires à l'épaule sont dans un premier temps calculés dans le repère global (*annexe 1*) et par la suite, calculés dans un système de référence local défini par les marqueurs au tronc. En effet, en général dans le repère global un seul des trois axes de ce repère coïncide avec un axe fonctionnel de l'articulation ne permettant pas une interprétation anatomique ou clinique intuitive alors que l'utilisation d'un système de coordonnées articulaires permet de faire ce lien entre les moments et les forces articulaires estimées et les structures anatomiques puisqu'alors les trois axes sont les axes fonctionnels de mouvement de l'articulation [Guillaume Desroches, Chèze, et al. 2010]. Cela permet également d'exprimer les moments et les forces articulaires dans le même repère que celui pour interpréter les angles articulaires. Les noms et les orientations des axes des repères orthonormés associés au repère global et aux segments corporels sont définis d'après les recommandations de l'International Society of Biomechanics (ISB) [Wu et al. 2005]. Les forces et les moments articulaires à l'épaule obtenus à partir du modèle sont d'abord calculés dans le repère global et, par la suite, exprimés dans un système de référence local défini par les marqueurs au

tronc (Cooper et al., 1999). Les forces obtenues par le modèle dans le repère global sont : antéro(+)/postérieur(-), proximo(+)/distale(-), latéro(+)/médial(+). Les moments dans le repère global se décrivent comme : adduction(+)/abduction(-), rotation interne(+)/externe(-), flexion(+)/extension(-).

La section suivante détaille le principe d'expression des moments et forces à partir des axes de rotation de chaque articulation :

$$M = \frac{(e_2 \times e_3) \cdot M}{(e_1 \times e_2) \cdot e_3} e_1 + \frac{(e_3 \times e_1) \cdot M}{(e_1 \times e_2) \cdot e_3} e_2 + \frac{(e_1 \times e_2) \cdot M}{(e_1 \times e_2) \cdot e_3} e_3 \quad [6]$$

Où M_1 , M_2 et M_3 sont les composantes du moment M sur les axes e_1 , e_2 et e_3 respectivement (figure 24)

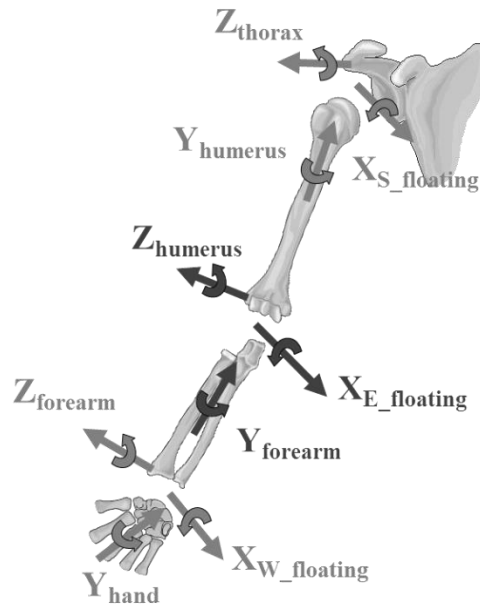


Figure 24: Axes de rotation pour les trois articulations du membre supérieur

Définition du système référentiel local à l'épaule : La première rotation (e_1) s'effectue autour de l'axe médio-latéral du segment thorax (figure 24, Z_{thorax}). Les rotations et moments définis sur cet axe représentent la flexion (+) et l'extension (-) de l'épaule tandis que les déplacements et forces articulaires sont la distraction (+) et la compression (-). La troisième rotation (e_3) s'effectue autour de l'axe longitudinal du segment humérus (figure 24, $Y_{humerus}$). Les rotations et moments définis sur cet axe représentent la rotation interne (+) et externe (-) du bras tandis que les déplacements et forces articulaires sont proximal (+) et distal (-). La deuxième rotation (e_2) s'effectue autour de l'axe dit flottant, obtenu à partir du produit vectoriel entre les axes e_1 et e_3 (figure 24, $X_{S_floating}$). Les rotations et moments définis

sur cet axe représentant l'adduction (+) et l'abduction (-) de l'épaule tandis que les déplacements et forces articulaires sont antérieur (+) et postérieur (-).

Définition du système référentiel local au coude : La première rotation (e_1) s'effectue autour de l'axe médio-latéral de l'humérus (figure 24, $Z_{\text{humérus}}$). Les rotations et moments définis sur cet axe représentent la flexion (+) et l'extension (-) du coude tandis que les déplacements et forces articulaires sont la distraction (+) et la compression (-). La troisième rotation (e_3) s'effectue autour de l'axe longitudinal de l'avant-bras (figure 24, Y_{forearm}). Les rotations et moments définis sur cet axe représentent la pronation (+) et la supination (-) du coude tandis que les déplacements et forces articulaires sont proximal (+) et distal (-). La deuxième rotation (e_2) s'effectue autour de l'axe dit flottant, obtenu à partir du produit vectoriel entre les axes e_1 et e_3 (figure 24, $X_{E_floating}$). Les rotations et moments définis sur cet axe représentant l'adduction (+) et l'abduction (-) du coude tandis que les déplacements et forces articulaires sont antérieur (+) et postérieur (-).

Définition du système référentiel local au poignet : La première rotation (e_1) s'effectue autour de l'axe médio-latéral de l'avant-bras (figure 24, Z_{forearm}). Les rotations et moments définis sur cet axe représentent la flexion (+) et l'extension (-) du poignet tandis que les déplacements et forces articulaires sont la distraction (+) et la compression (-). La troisième rotation (e_3) s'effectue autour de l'axe antéro-postérieur de la main (figure 24, X_{hand}). Les rotations et moments définis sur cet axe représentent la déviation ulnaire (+) et la déviation radiale (-) du poignet tandis que les déplacements et forces articulaires sont proximal (+) et distal (-). La deuxième rotation (e_2) s'effectue autour de l'axe dit flottant, obtenu à partir du produit vectoriel entre les axes e_1 et e_3 (figure 24, $Y_{W_floating}$). Les rotations et moments définis sur cet axe représentant la rotation interne (+) et la rotation externe (-) du poignet tandis que les déplacements et forces articulaires sont antérieur (+) et postérieur (-).

III.2. Outils de Mesure

III.2.1. Cinématique : les systèmes de capture du mouvement

Les systèmes optoélectroniques permettant la mesure des positions 3d des marqueurs positionnés sur le participant peuvent se regrouper en deux catégories selon le type de marqueurs utilisés. Il peut s'agir soit de marqueurs actifs, communément des leds infrarouges (Optotrak) ou bien des marqueurs passifs, correspondant à des sphères réfléchissantes (Motion Analysis Corporation). Dans le cadre de ce travail, ces deux systèmes ont été utilisés dans différentes études.

III.2.1.1. Le système : Optotrak

Composé de quatre antennes (model 3020 ; NDI Technology Inc., Waterloo, Ontario, Canada), contenant chacune 3 caméras individuelles, ce système a été utilisé pour enregistrer les signaux émis par les diodes émettrices infrarouges (marqueurs) fixées au fauteuil roulant et aux différents segments corporels. Chaque marqueur mesure 1 cm de diamètre. Le système Optotrak a une résolution de 0,01 mm, une précision de 0,1 mm et une fréquence de capture de 60 Hz.

III.2.1.2. Le système Motion Analysis Corporation

Composé de huit caméras optoélectroniques, ce système (Motion Analysis Corporation, MAC, Santa Rosa, CA, USA) enregistre la position et le déplacement de marqueurs réfléchissants dans l'espace à une fréquence de 100 Hz. Les caméras sont reliées à une unité centrale ainsi qu'à un ordinateur équipé du logiciel informatique Cortex permettant la reconstruction directe et automatique des trajectoires 3D des différents marqueurs équipés sur la personne. Les marqueurs de formes sphériques (20mm de diamètre) sont recouverts d'une matière réfléchissante

III.2.1.3. Placements des marqueurs en lien avec le modèle

Cette étape technique correspond au positionnement des marqueurs sur des repères anatomiques et techniques nécessaires à la reconstruction des positions 3D de chacun d'entre eux et donc des segments au cours du mouvement. Pour cela différents marqueurs (passifs pour le système MAC et actifs pour le système Optotrak) sont positionnés en regard de points anatomiques particuliers des deux membres supérieurs selon les recommandations de l'ISB [Wu et al. 2005] : Sternum, Processus Xiphoïdes, C7, T8, Acromion droit et gauche, Angulus acromialis, articulation Acromio-claviculaire, Epicondyle latéral et médial, Partie supérieure de l'avant-bras, Styloïde ulnaire, Styloïde Radial, 2ème et 5ème Métacarpes. En complément de ces 28 marqueurs : 8 autres ont été positionnés bilatéralement sur le FRM : centre de la roue, les 2 coins du dossier (haut et bas) et au coin en avant de l'assise (*Figure 25*).



Figure 25: Placements des marqueurs.

III.2.2. Dynamique : les roues instrumentées

De la même manière que pour les systèmes de capture, ce travail de thèse s'appuie sur plusieurs protocoles de recherches cliniques. Dans le cadre de la quantification des paramètres cinétiques, nous avons pu utiliser deux systèmes différents : un système commercialisé par Three Rivers Holdings : la SMARTWheel et un système développé dans le cadre du projet collaboratif ANR SACR FRM par l'entreprise TSR (Transmissions Services Roulements, Mérignac, France).

III.2.2.1. Le système : SMARTWheel

L'enregistrement de la cinétique lors de la propulsion est réalisé grâce à la SMARTWheel . Cette dernière est une roue de fauteuil roulant modifiée dans laquelle six jauges de contraintes furent ajoutées au niveau des faisceaux de la roue (*Figure 26*). La SMARTWheel peut remplacer la roue originale d'un fauteuil ce qui permet de mesurer les forces et moments en trois dimensions dans des conditions pratiquement réelles.



Figure 26: SMARTWheel

Les mesures comprennent les forces ainsi que les moments de réaction à la roue en trois dimensions (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y et M_z). Le tout à une fréquence d'échantillonnage de 240 Hz. (figure 27)

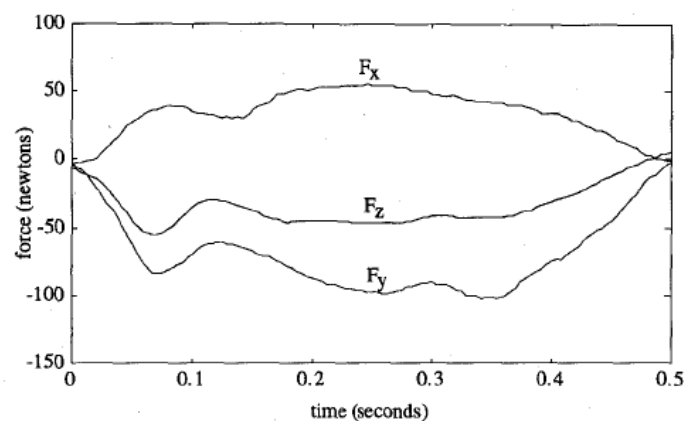


Figure 27: Exemple de représentation graphique des forces à la roue durant la phase de poussée mesurée par la SMARTWheel. F_x (+) : horizontal vers l'avant, F_y (+) : vertical vers le haut et F_z (+) : latéral. (issu de Cooper et al. (1995))

III.2.2.2. Le Système : TSR

La société française TSR, (Transmissions Services Roulements, Mérignac, France) a développé une roue de fauteuil instrumentée à transmission d'informations sans fil adaptable sur tous les fauteuils (figure 28).

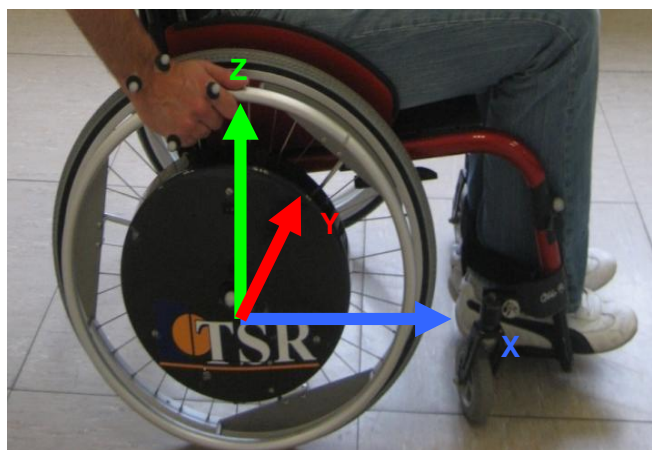


Figure 28: Roue instrumentée TSR

Elle présente deux particularités techniques correspondant à une instrumentation de la liaison jante – main courante et du moyeu. Cette caractéristique la différencie des modèles existants notamment sur la sensibilité de la mesure, mais aussi sur l'étendue de la mesure. Concernant l'instrumentation de la liaison jante – moyeu : 3 capteurs d'efforts mécaniques à six composantes de torseur assurent la liaison entre la jante et la main courante. De manière plus précise, la fixation côté jante se fait sur la partie rayonnée et entre deux rayons. Pour le côté main courante, un plateau métallique semi-circulaire est fixé d'une part sur son flanc interne au capteur et d'autre part sur son flanc externe à la main courante. Le capteur d'efforts permet de mesurer les déformations entre la jante et la main courante et ainsi quantifier les efforts exercés sur la main courante ou la jante. La calibration des 3 capteurs a été réalisée par l'entreprise TSR. Concernant l'instrumentation du moyeu, un codeur angulaire logé dans ce dernier permet de quantifier la rotation par rapport au fauteuil.

Les voies analogiques sont reliées à un boîtier d'acquisition. Ce boîtier est connecté à un mini ordinateur. Cet ensemble est fixé sur un socle en carbone au centre de la roue. La roue instrumentée est entièrement autonome, car équipée d'un système d'acquisition sans fil (fréquence : 500 Hz). Un logiciel développé sous Labview® permet le pilotage, l'acquisition, la visualisation, l'analyse numérique et graphique, l'exportation de fichiers en format Excel®, la sauvegarde et l'impression des données de l'enregistrement.

La mesure des efforts appliqués par l'utilisateur sur la main courante est réalisée dans un repère lié au fauteuil. L'axe Z est vertical, les axes X et Y sont horizontaux, respectivement antéro-postérieur et médio-latéral. Par conséquent, le système quantifie les trois composantes de forces et les trois composantes de moments ainsi que la variation angulaire de la roue. Par calcul, on détermine la puissance mécanique instantanée, la vitesse de déplacement, la fraction efficace de la force totale, mais aussi le taux d'augmentation de la force totale.

Point d'application des efforts sur la main courante.

Afin de transférer les actions mécaniques calculées au centre de la roue vers le point d'application, il est nécessaire de connaître cinématiquement où se situe ce point. Différentes stratégies et méthodes ont été développées pour calculer ou mesurer la position du point d'application dans le référentiel de la roue.

III.2.2.2.1. Calcul du point d'application

Sur une plateforme de forces, le point d'application, appelé également centre de pression (COP, « center of pressure »), est calculé à partir du torseur d'effort mesuré par le dynamomètre dont le moment, réduit à l'origine O du dynamomètre, est égal à la somme du produit vectoriel entre le vecteur position du centre de pression sur la plateforme ($\overrightarrow{OA_{COP}}$) et la force appliquée (\vec{F}), et du moment local ($\vec{M}_{A_{COP}}$) appliqué en A_{COP} . Sur une plateforme de force classique, il est généralement admis qu'aucun moment ne peut être appliqué autour des axes qui définissent le plan du plateau puisque l'effort est appliqué sur le plateau.

III.2.2.2.2. Mesure du point d'application

Pour mesurer la position du point d'application, la plupart des auteurs utilisent un système de capture du mouvement qui permet de le localiser à l'aide d'un marqueur réfléchissant positionné sur la main. La mesure de la position d'un marqueur sur la main n'est qu'une approximation du point d'application de l'effort et il est probable que le point d'application évolue entre le 2e et le 5e métacarpiens entre le début et la fin du contact avec la main courante. La stabilité de la mesure est un des avantages à utiliser la cinématique pour déterminer le point d'application de la force. En effet, contrairement aux techniques basées sur la cinétique, telles que la méthode du cosinus ou de la tangente [Cooper et al. 1996; Cooper et al. 1997; Sabick et al. 2001], la précision de la mesure n'est pas variable en fonction de l'amplitude des forces appliquées par l'utilisateur.

En dehors des systèmes de capture du mouvement, une main courante instrumentée permet d'estimer la position angulaire du point d'application sur la main courante comme proposé par Kauffmann et al. (2006). Ce capteur est constitué d'une piste résistive collée sur le périmètre de la main courante et alimentée en deux points diamétralement opposés. Lorsque l'utilisateur saisit la main courante, un dispositif mécanique permet de mettre en contact la piste résistive avec une sonde de tension établissant un contact électrique. La position angulaire de la main est alors déterminée à partir du rapport entre la tension électrique mesurée et la tension de référence [Sauret 2010].

Ainsi, à partir du point d'application, les moments mesurés par les roues instrumentées peuvent être calculés. Ils sont la somme des moments créés par la main au niveau de la main courante et les moments

créés par les forces appliquées à la main courante [Cooper et al. 1996]. Il est nécessaire de réaliser une transformation des moments obtenus afin d'obtenir les moments créés par la main. Ainsi, les moments créés par la main (M_{hx} , M_{hy} et M_{hz}) sont obtenus par la différence entre les moments mesurés par la SMARTWheel (M_x , M_y et M_z) et les moments créés par les forces appliquées à la main courante (MF_x , MF_y et MF_z) [Veeger et al. 1991a]. Voici les équations utilisées pour obtenir les moments créés par la main à la roue :

$$\begin{bmatrix} MF_x \\ MF_y \\ MF_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & -F_z & F_y \\ F_z & 0 & -F_x \\ -F_y & F_x & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} r \cdot \cos(\alpha) \\ r \cdot \sin(\alpha) \\ 0 \end{bmatrix} \quad [7]$$

$$\begin{bmatrix} M_{hx} \\ M_{hy} \\ M_{hz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} MF_x \\ MF_y \\ MF_z \end{bmatrix} \quad [8]$$

Les variables F représentent les forces (x , y et z) mesurées par la roue instrumentée. La variable r représente le bras de levier dans le plan sagittal entre le centre de la roue (endroit où les forces sont mesurées) et le point d'application de la force tandis que α est l'angle entre le point d'application de la force et l'horizontal. Le bras de levier en z est 0, car nous assumons qu'il n'y en a pas pour la force médio-latérale.

III.2.3. Système instrumenté d'évaluation des transferts

Un système instrumenté d'évaluation de transfert ont été développé par Gagnon et al intègre cinq plateformes de force (figure 29) et permet de mesurer les forces de réaction au niveau des pieds, des fesses (initiales et siège cible) et des mains pendant les transferts [Gagnon, Nadeau, Noreau, Dehail, et al. 2008].

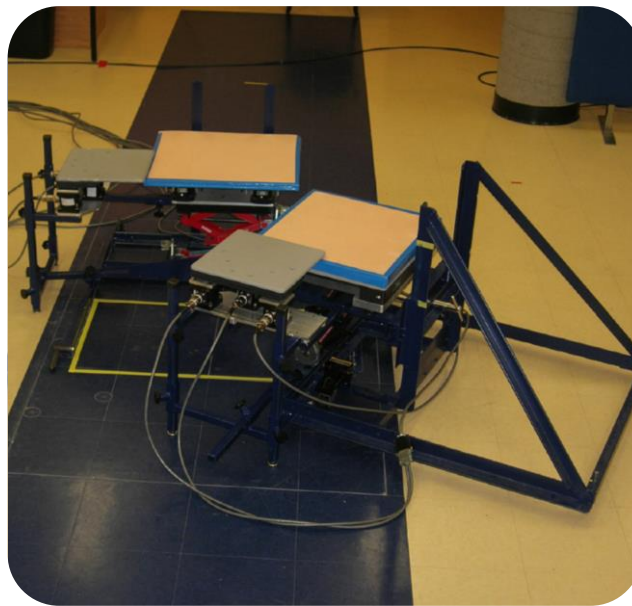


Figure 29: Système instrumenté enregistrement des transferts

Il est composé de deux chaises instrumentées réglables en hauteur et orientables l'une par rapport à l'autre. Les plateformes de force sont fixées latéralement à chaque chaise, et peuvent être ajustées pour reproduire la largeur de l'assise du fauteuil roulant du participant. Afin de reproduire un transfert à partir d'un fauteuil roulant, deux roues de fauteuil roulant ont été fixées aux parois latérales du siège de départ. Le capteur de l'assise cible est une plateforme de force (AMTI, MA, USA). La mesure des efforts sous l'assise source est faite avec quatre jauges de contraintes (AMTI, MA, USA). Les capteurs des mains sont construits avec chacun trois jauges de contraintes (AMTI, MA, USA). La mesure des efforts des pieds sur le sol est réalisée par l'addition de composantes de deux plateformes de force (AMTI, MA, USA). La totalité des efforts mécaniques appliqués sur ces surfaces a été enregistrée à une fréquence de 600 Hz.

III.3. Le Filtrage des données des différents systèmes de mesure

Le filtrage a pour objectif de retirer le bruit des signaux enregistrés et les mouvements de marqueurs dus à des chocs. Pour cela, on applique, avant tout traitement, un filtre passe-bas à l'ensemble des données cinématiques [Alberts et al. 2002]. Basées sur les recommandations de Cooper et al sur le filtrage des données cinématiques lors de la propulsion en FRM, les données cinématiques et cinétiques sont filtrées grâce à un filtre numérique passe-bas Butterworth respectivement de quatrième et second ordre [Cooper et al. 2002]. La fréquence de coupure est déterminée à partir de la méthode proposée par Cappello et al. (1996) [Cappello et al. 1996]. Cette méthode consiste à analyser la fonction d'auto corrélation des résidus (différence entre le signal filtré et original) pour différentes fréquences de coupures et de choisir la fréquence de coupure optimale pour laquelle le signal issu du déplacement du marqueur ou de la donnée cinétique est égal à celle pour laquelle la fonction d'autocorrélation des résidus est minimale.

IV. Développement de l'Indice d'Inconfort Articulaire

Louis et al. (2010) et Desroches et al. (2010) ont proposé lors d'un travail commun (ANR SACR FRM) deux indices d'inconfort articulaire : l'un cinématique et l'autre dynamique, basés tous les deux sur un raisonnement par logique classique. Pour rappel, la logique classique correspond à un ensemble qui caractérise des frontières abruptes entre deux catégories d'éléments, soit : ceux qui font partie de l'ensemble et ceux qui n'en font pas (vrai ou faux). Cependant, nous avons vu précédemment (V.2 de la PARTIE I) que le niveau de risque de TMS est progressif. Par conséquent, et en cohérence avec les différents éléments rapportés dans la partie V.4 PARTIE I, il semble pertinent d'utiliser une caractérisation de l'inconfort articulaire basée sur un raisonnement par logique floue (LF). La LF s'approche de la démarche/raisonnement humaine en ce sens que les variables traitées ne sont pas des variables logiques

binaires (vrai ou faux), mais des variables linguistiques telles que faible, moyen, important. En incorporant cette notion de degré dans la cotation, la LF confère une flexibilité très appréciable, ce qui rend possible la prise en compte des imprécisions et des incertitudes. Le choix de la LF semble donc le plus adéquat à la cotation de notre niveau de risque de TMS, mais avant d'appliquer cette méthode pour le développement de l'indice il est nécessaire d'en connaître et maîtriser les principes. Nous commencerons par présenter la méthode utilisée et ses principes puis sa mise en place dans le contexte de l'évaluation des TMS chez les utilisateurs de FRM. Dans un second temps, nous expliquerons la création des règles et le choix des pondérations (*figure 30*).

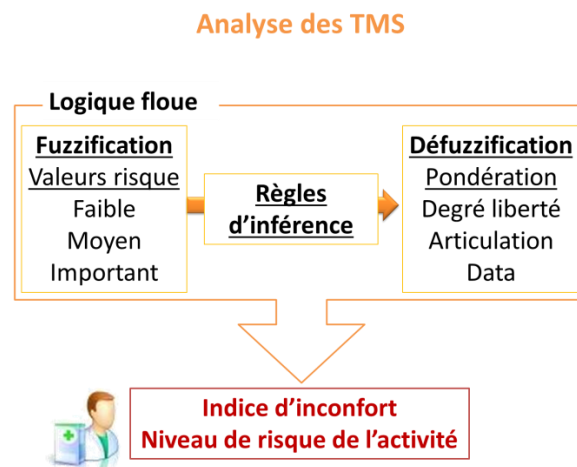


Figure 30: Étape correspondant à l'analyse des Troubles Musculo-Squelettiques pour la création de l'Indice d'inconfort

IV.1. Principe d'un système à commandes floues

La construction d'un système intégrant la LF se structure sur l'utilisation de contrôleurs ayant une loi de commande basée sur les notions de la LF que l'on nomme contrôleurs flous. Ces contrôleurs flous incorporent des connaissances linguistiques sur la manière de piloter un processus difficile en prenant compte des expériences acquises par les experts (dans notre cas d'usage : un panel de cliniciens experts sur les pathologies liées à l'usage du FRM) du processus à commander. Le contrôleur flou se caractérise par le type de relation établie entre les entrées et sorties (*figure 31*). Cette relation est obtenue par l'application de règles qualitatives. Ces règles sont établies par les cliniciens experts dans lesquelles on applique le contrôleur à logique floue. La transposition du savoir-faire des cliniciens sous forme de règles d'inférences floues permet de rendre plus compréhensible le fonctionnement du système.

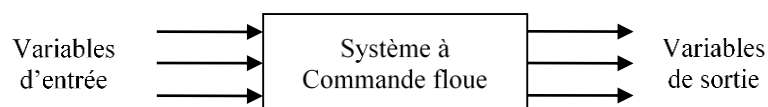


Figure 31: Représentation simplifiée d'une commande floue

Un contrôleur flou est composé de trois étapes : (figure 32)

1° **Fuzzification** : durant cette étape on transforme les valeurs numériques en degré d'appartenance aux différents ensembles flous de la partition,

2° le **Moteur d'inférence** : cette étape est constituée de deux blocs, soit le moteur d'inférence et les règles d'inférences. Elle permet d'élaborer les relations qui existent entre les variables d'entrées et la variable de sortie,

3° **Défuzzification** : cette étape permet d'inférer une valeur précise à partir du résultat de l'agrégation des règles

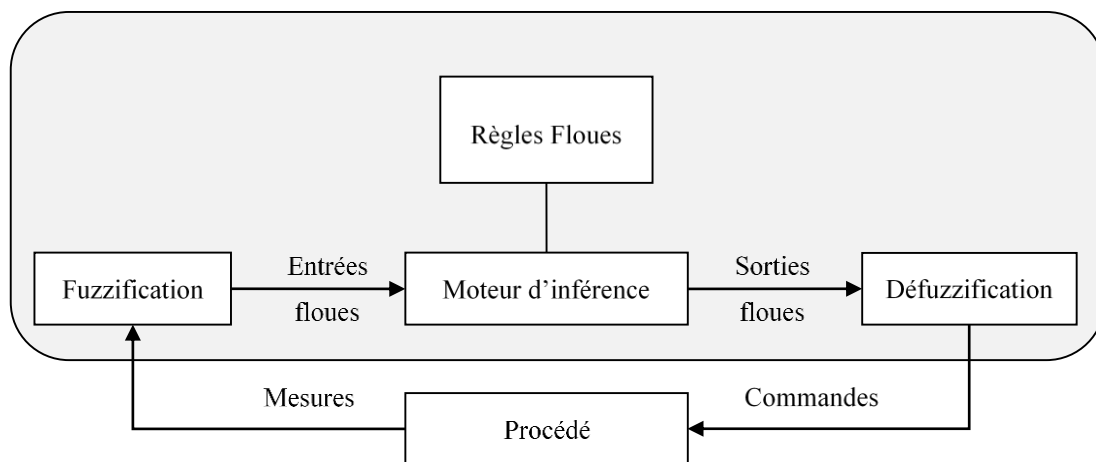


Figure 32: Structure de commande floue

IV.1.1. Étape 1 : l'étape de Fuzzification

La fuzzification consiste à donner un degré d'appartenance à une valeur réelle d'entrée en fonction des ensembles flous. Dans un système flou, il faut rendre flous (fuzzifier) les entrées et les sorties du système. Les caractéristiques de cette étape sont déterminées par des experts qualifiés travaillant sur le processus. Les étapes de la fuzzification consistent à établir les variables linguistiques, les quantificateurs flous (nombre de valeurs linguistiques) et enfin attribuer une signification numérique à chaque quantificateur flou : fonction d'appartenance.

IV.1.1.1. Fonction d'appartenance

L'approche floue se base sur des descriptions qualitatives du comportement d'un système. Ces descriptions, appelées fonctions d'appartenance, sont représentées par des variables linguistiques telles que chaud, froid, jeune, vieux, etc. Un ensemble flou est défini par une fonction d'appartenance, $\mu_A(x)$, qui décrit le degré avec lequel l'élément x appartient à A telle que :

$$\mu: x \in A \rightarrow \mu_A(x) \in [0,1] = \begin{cases} \mu_A(x) = 1 \text{ si } x \text{ est complètement dans } A \\ 0 < \mu_A(x) < 1 \text{ si } x \text{ est partiellement dans } A \\ \mu_A(x) = 0 \text{ si } x \text{ est à l'extérieur de } A \end{cases}$$

Dans le cadre de notre étude, les variables linguistiques sont « faible », « moyen » et « importante ». Elles permettent de caractériser le niveau de risque de survenue de TMS de l'activité que l'on cherche à évaluer. Pour cela, il est nécessaire de définir l'univers du discours.

IV.1.1.2. L'univers du discours

L'univers du discours d'une variable couvrira l'ensemble de la gamme d'une variable d'entrée ou de sortie. Cet univers étant partitionné en plusieurs sous-ensembles flous représentés par leurs fonctions d'appartenance. À chaque fonction d'appartenance, une valeur linguistique est associée. Chaque valeur linguistique constitue alors un ensemble flou de l'univers du discours.

Dans le cadre de notre travail sur l'évaluation des situations à risque chez les utilisateurs de FRM, les variables d'entrées du système sont les angles par degré de liberté et par articulation, dynamique... Et la variable de sortie finale : indice d'inconfort global (figure 33).

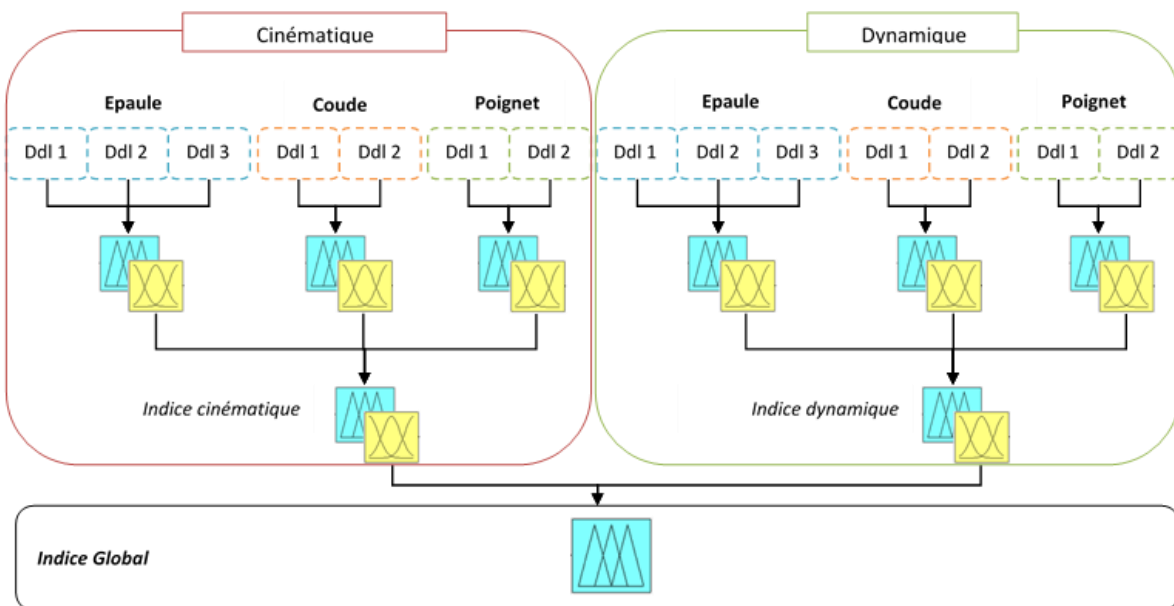


Figure 33: Schématisation de l'univers du discours

IV.1.1.3. Les différentes formes des fonctions d'appartenance

La fonction d'appartenance peut être représentée par plusieurs formes, mais les plus usuelles sont triangulaires, trapézoïdales ou gaussiennes (figure 34). Lorsque l'univers du discours est défini par des segments de droite, exemple par des formes triangulaires ou trapézoïdales, cette partition est dite linéaire

par morceaux. Ces dernières formes sont souvent utilisées, car elles sont simples et comportent des zones où la notion est vraie, des zones où elle est fausse, ce qui rend plus naturelle l'acquisition de l'expertise.

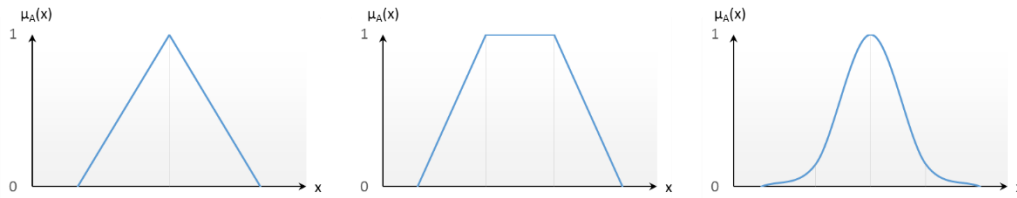


Figure 34: Les principales formes de fonctions d'appartenance

Quelle que soit la forme choisie, il faudra prendre certaines précautions dans l'élaboration et la disposition des fonctions d'appartenance. Une bonne partition sera formée de fonctions d'appartenance en évitant un chevauchement trop important ou trop faible de deux fonctions d'appartenance contiguës (entre 0,3 et 0,7) [Théoret 2009]. En effet, une zone morte dans l'univers du discours, c'est-à-dire une partie n'appartenant à aucune fonction d'appartenance, conduira à une instabilité du système flou. À l'inverse, un chevauchement trop important conduira à un appauvrissement des performances du système flou. De manière générale, le chevauchement des zones est de 50 % par rapport à l'axe des ordonnées. Un autre critère est d'éviter, pour les formes simples, de permettre qu'une partie de l'univers du discours puisse être représentée par plus de deux variables linguistiques dont la fonction d'appartenance est non nulle. Ce qui créerait ainsi de l'imprécision lors de l'étape de calcul de la fuzzification. On préférera aussi les triangles ou trapèzes aux gaussiennes ou autres fonctions compliquées.

Dans le cadre de notre étude, pour la fuzzification des angles, nous choisissons cinq intervalles flous et des fonctions d'appartenance de types trapézoïdal et triangulaire. La gamme de l'univers du discours varie en fonction de l'amplitude anatomique du degré de liberté. Les variables linguistiques étant « faible » « moyen » « important ». Pour la fuzzification des moments articulaires, nous choisissons trois intervalles flous et des fonctions d'appartenance de types trapézoïdal et triangulaire. La gamme de l'univers du discours s'étend de 0 à 100 % du moment maximal théorique. Par la suite, nous établissons les quantificateurs flous et les fonctions d'appartenance pour la sortie du système. Nous choisissons trois intervalles flous et des fonctions d'appartenance de type triangulaire en définissant les variables linguistiques « faible » « moyen » et « important ». La partie suivante permettra de définir les variables d'entrées représentées par les variables biomécaniques telles que la cinématique et la dynamique du membre supérieur.

IV.1.1.4. Fuzzification des variables cinématiques

L'un des principaux facteurs biomécaniques de risques de TMS liés à l'utilisation du FRM est les positions articulaires extrêmes [INRS 2006].

IV.1.1.4.1. La définition des positions articulaires extrêmes

Ce facteur peut être quantifié par une relation liant la position articulaire et l'inconfort. Cette dernière peut être obtenue à partir des nombreux travaux réalisés dans le domaine qui, pour chaque articulation du membre supérieur, fournissent des valeurs angulaires [Boninger et al. 1998; Koontz et al. 2002; Sabick et al. 2004; Shimada et al. 1998]. Ces études indiquent de manière consensuelle qu'au-delà de ces positions angulaires, l'inconfort augmente très rapidement sans toutefois quantifier cette augmentation. Ainsi, on pourrait estimer l'inconfort en fonction de la valeur angulaire de l'articulation en le normalisant entre 0, risque faible et 1, risque important. Dans le cas d'articulations mobilisant plusieurs degrés de liberté (ddl), il nous faut établir la part relative de chacun des ddl dans l'apparition de l'inconfort à partir de la littérature et de l'avis d'expert.

a. Valeurs pour l'articulation du poignet

Les études relatives au poignet font plus particulièrement ressortir l'importance de la flexion-extension dans l'apparition du syndrome du tunnel carpien et des tendinites [Boninger et al. 2005; Faessen et al. 1989; Gelberman et al. 1981; Werner & Plancher 1998]. La norme ISO 11228-3 offre d'ailleurs des préconisations sur les postures à privilégier, et la plupart des études sur les TMS du poignet reprennent ces préconisations [McAtamney & Nigel Corlett 1993; Hedge & Powers 1995; Rempel et al. 2008]. Sur les bases des informations de la littérature, on récapitule pour chaque ddl, les angles d'apparition d'un inconfort articulaire. On peut établir le tableau suivant (*tableau 6*) :

	Niveau de risque	
	Faible Inférieur à	Important Supérieur à
poignet		
flexion	15°	45°
extension	15°	45°
D radiale	5°	20°
D ulnaire	10°	25°

Tableau 6: Angles d'apparition d'un inconfort articulaire au niveau du poignet

b. Valeurs pour l'articulation du coude

Les études issues de la littérature [Gil Coury et al. 1998; Mukhopadhyay et al. 2007; Shimada et al. 1998] fournissent pour la flexion-extension du coude et la prono-supination de l'avant-bras : les angles de

butées articulaires (min et max) et les angles favorisant l'apparition d'inconfort. De même grâce à la littérature du travail et à la norme X35-110-3 qui fournit les valeurs d'amplitudes inconfortables et angles de confort, nous proposons le tableau 7 :

		Niveau de risque	
		Faible Inférieur à	Important Supérieur à
coude			
	flexion	$90^{\circ} < X < 120^{\circ}$	145° et $X < 30^{\circ}$
	supination	60°	80°
	pronation	60°	85°

Tableau 7: Angles d'apparition d'un inconfort articulaire au niveau du coude
(180° correspond à l'extension complète du bras)

c. Valeurs pour l'articulation de l'épaule

Il ressort de la bibliographie que la flexion-extension puis l'abduction sont les principaux facteurs d'apparition d'inconfort à l'épaule [Boninger et al. 1998; Koontz et al. 2002; Mukhopadhyay et al. 2007; Newsam et al. 1999; Rao et al. 1996; Shimada et al. 1998; Veeger et al. 2002] : tendinite de la coiffe des rotateurs, ténosynovite. Cette littérature associée à la norme NF EN 1005-4 nous conduit à proposer, tableau 8, les relations suivantes par rapport aux angles de butées de mouvements (min et max).

		Niveau de risque	
		Faible Inférieur à	Important Supérieur à
Épaule			
	flexion	20°	80°
	extension	20°	60°
	abduction	20°	60°
	R externe	30°	90°
	R interne	30°	90°

Tableau 8: Angles d'apparition d'un inconfort articulaire au niveau de l'épaule

L'ensemble de ces valeurs limites a été défini dans la littérature pour des postures contraignantes lorsque le membre est en charge (c'est à dire soit en chaîne fermée, soit en chaîne ouverte avec une action mécanique). En effet, l'association charge/posture contraignante a plus d'impact sur la survenue de TMS que dans le cas d'un mouvement sans charge. Dans le cas sans charge, le niveau de risque sera donc considéré comme important lorsque l'articulation se trouvera dans une amplitude supérieure à 80 % de son amplitude maximale.

IV.1.1.5. Fuzzification des variables dynamiques

La littérature est relativement unanime sur le fait qu'il soit nécessaire de diminuer les pics de force durant l'utilisation du FRM [Desroches 2010]. L'application de forces importantes représente un des autres principaux facteurs biomécaniques de risque de TMS. En effet, les forces importantes durant la réalisation de tâches ont été corrélées avec l'apparition de blessures et/ou de douleurs de la main et de l'épaule. Des études longitudinales ont permis de mettre en évidence que des charges importantes ou des forces importantes prédisent le risque de développement de douleurs ou de blessures [Desroches 2010]. Par conséquent, le risque d'inconfort serait dépendant de la quantité d'efforts générés aux articulations et pertinente à quantifier.

IV.1.1.5.1. Moments générés aux articulations dans le cadre global

Bystrom, et al. (1990) ont montré, au niveau de l'avant-bras, que des contractions intermittentes au-delà de 25 % de la capacité maximale pouvaient amener de la fatigue, et donc de l'inconfort, par une diminution de l'apport sanguin. De manière plus précise, l'ischémie survient pour une intensité de contraction d'environ 15 à 20 % de la force maximale volontaire et le blocage complet de la circulation sanguine apparaît à 70 % de la FMV. Plus récemment, Zacher, *et al.*, 2004 ont montré, en comparant le moment maximal généré à l'épaule à la perception d'inconfort mesurée par le CP-50 (questionnaire utilisé en ergonomie afin de quantifier le niveau d'inconfort, [Shen & Parsons 1997]), que lorsqu'un moment correspondant à 50 % du maximum était généré, l'inconfort des utilisateurs se situait dans une zone de perception « forte ». Ces études mettent en avant la notion de seuils « physiologiques » en lien avec des seuils dits « perceptifs ». Les travaux récents de Zacher, *et al.* en 2004 soulignent l'intérêt de définir des seuils par rapport à des maximums comme le moment articulaire afin de comparer les moments quantifiés dans différentes situations étudiées. Par conséquent, il apparaît indispensable de normaliser ces moments calculés au moment maximum que peut développer l'individu. Sabick et al. en 2004 ont indiqué que plusieurs méthodes pour évaluer le moment maximal existaient, mais que ces dernières sont souvent complexes et contraignantes en routine clinique [Sabick et al. 2004].

L'analyse de la littérature sur l'évaluation isocinétique des moments maximaux du MS a permis de définir les valeurs seuils du niveau de risque [Sabick et al. 2004; Codine et al. 2005]. Les moments articulaires étant dépendants de certains facteurs tels que la masse de l'utilisateur, les valeurs seuils ont été normalisées par le poids. En se basant sur les travaux récents de Zacher, *et al.* en 2004, nous proposons un seuil d'inconfort dit « important » placé à 50 % du moment maximal théorique et un seuil d'inconfort dit « faible » en dessous de 20 % du moment maximal est implémenté (tableau 9).

		Niveau de risque	
		Faible	important
		Inférieur à	supérieur à
épaule			
	flexion	0,14	0,35
	extension	0,17	0,42
	abduction	0,16	0,40
	adduction	0,21	0,52
	R externe	0,07	0,19
	R interne	0,11	0,28
coude			
	flexion	0,15	0,38
	extension	0,11	0,28
	supination	0,02	0,06
	pronation	0,02	0,05
poignet			
	flexion	0,03	0,08
	extension	0,02	0,05
	D radiale	0,03	0,08
	D ulnaire	0,03	0,08

Tableau 9: Valeurs d'apparition d'un inconfort articulaire à partir des efforts mécaniques
Calculé à partir des travaux de [Sabick et al. 2004]

IV.1.1.6. Fuzzification des paramètres propres à l'usage du FRM

La propulsion en fauteuil roulant est décrite comme peu efficace, en effet on retrouve dans la littérature des valeurs de la force mécanique effective (MEF) situées entre 2 à 10 % [van der Woude et al. 1988]. Pour Dallmeijer et al. 1998, la faible efficacité mécanique peut expliquer le pic important d'efforts physiques et peut causer le fort niveau d'incidence de TMS [Dallmeijer et al. 1998]. Par conséquent, il semble pertinent pour la création de l'indice d'inconfort articulaire de quantifier les facteurs liés à la MEF tels que : la FEF, la fréquence de propulsion et le moment sur l'axe vertical. Les valeurs retenues, en lien avec la littérature, pour ces paramètres sont présentées dans le tableau 10.

IV.1.1.6.1. Fréquence de propulsion (FP)

Pour Lenton et al. (2013) la fréquence de propulsion a un effet sur la force appliquée [Lenton et al. 2013]. Pour ces auteurs, une faible fréquence de propulsion serait plus bénéfique pour le système musculo-squelettique. Mais ces mêmes auteurs indiquent qu'augmenter la fréquence pourrait également diminuer la force résultante et la force tangentielle. Il est donc difficile de trouver un juste milieu. Cependant, d'autres travaux ont abordé la notion de fréquence optimale. En effet, des études sur la fréquence et de l'économie du membre supérieur, dans la condition d'usage d'ergomètre à bras [Hagberg et al. 1981; Marsh & Martin 1993; Marsh & Martin 1997; Marsh et al. 2000] et dans la condition d'usage du FRM [van der Woude, Veeger, Rozendal, et al. 1989] ont constaté qu'une fréquence de propulsion optimale existait. Goosey et al. (2003) ont notamment montré que la fréquence de propulsion de 40 coups/min était la moins stressante d'un point de vue physiologique et que cela restait valable jusqu'à 70 coups/min

[Goosey-Tolfrey & Kirk 2003]. Ces résultats sont confortés par ceux de Woude et al. (1989) qui a révélé une augmentation de 10-11 % de la VO₂ avec l'augmentation de la fréquence de poussée au-dessus de 100 % de la fréquence de poussée choisie [van der Woude, Veeger, Rozendal, et al. 1989].

IV.1.1.6.2. Fraction de Force efficace (FEF)

Pour Veeger et al. en 1991 et plus récemment de Groot et al. en 2004, une raison possible du faible rendement mécanique serait que les utilisateurs génèrent des forces sur la main courante non tangentielle qui d'une part ne contribuent pas à accélérer le fauteuil roulant vers l'avant, et d'autre part, entraîne une « mauvaise » utilisation de la force musculaire générée [de Groot et al. 2004; Veeger et al. 1991a]. Pour quantifier l'efficacité de la force au cours d'une poussée, des études ont quantifié le ratio entre la force tangentielle et la force totale exercée sur la main courante (FEF) et ont observé des valeurs moyennes entre 0,26 et 0,81 où 1 indique que la force totale est tangentielle [Boninger et al. 1999; Lin et al. 2009]. Cette composante tangentielle de la force exercée sur la main courante ne représente que 50 à 80 % de la force résultante et n'excède pas 50 % chez des personnes âgées. Ainsi une meilleure composante tangentielle permettrait d'augmenter le moment propulsif et diminuerait le travail musculaire [de Groot et al. 2002; Desroches et al. 2008]. Cependant, ces mêmes auteurs indiquent que l'augmentation de la FEF peut aussi être associée à un coût énergétique et des contraintes à l'épaule plus importantes. Minimiser la FEF augmente également le coût énergétique total en raison d'un besoin accru de forces musculaires, résultant de co-contraction. Par conséquent, la valeur optimale de FEF semble représenter un équilibre entre l'augmentation de l'efficacité de la force de poussée pour accroître l'efficacité mécanique et la baisse de la demande globale du membre supérieur.

	Niveau de risque	
	Faible	Important
Fréquence	100 < X < 120 % FCF < 40 coups/min	120 % < X > 80 % FCF > 70 coups/min
FEF	> 80 %	< 50 %

Tableau 10: Valeurs d'apparition d'un risque de TMS pour les variables propres au FRM

IV.1.2. Élaboration des règles d'inférences floues

L'inférence floue est le processus d'élaboration des relations qui existent entre les variables d'entrées et la variable de sortie (figure 35). Ces relations fournissent ensuite la base des règles (BR) à partir de laquelle les décisions peuvent être prises. Le processus de l'inférence floue implique les fonctions d'appartenance, les opérateurs à LF (« et » « ou ») et les règles de type « Si... alors ». Le module d'inférence est constitué de deux blocs, le moteur d'inférence et la base des règles.

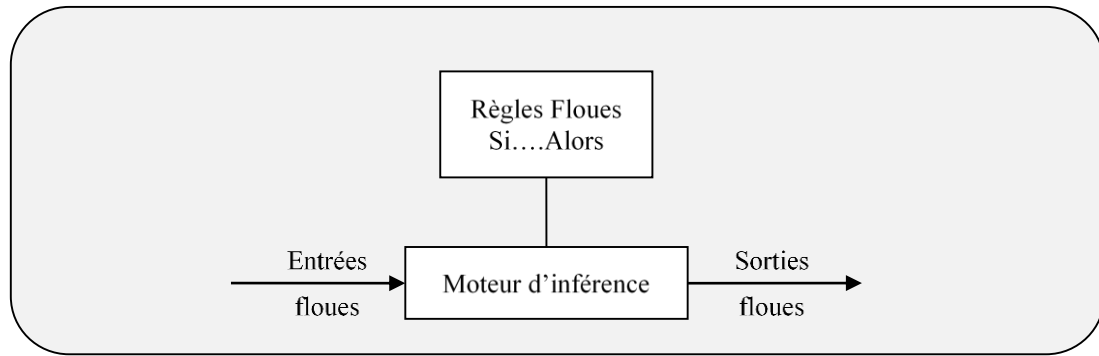


Figure 35: Module d'inférence d'un système flou

La première étape consiste à créer des règles. La création de l'ensemble des règles de contrôle linguistique recourt le plus souvent aux connaissances d'experts travaillant sur le processus. Le réglage découle donc a priori des connaissances du fonctionnement du système. La représentation linguistique des règles est la suivante :

*Si antécédent 1 ET antécédent 2 **ALORS** conséquence 1*

ou :

Antécédent : variable d'entrée

Conséquence : variable de sortie

ET : opérateur de base (parfois pour certaines applications l'opérateur devient OU)

La quantité de règles dépend du nombre d'entrées et du nombre de zones de chacune d'elles.

IV.1.2.1. Établissement de la base des règles du système flou

Les facteurs de risques n'ayant pas la même importance dans la survenue des TMS, il est nécessaire de leur donner un poids selon leur niveau d'importance afin de créer les règles du système flou. Ce poids doit être défini en fonction de la physiopathologie du membre supérieur, de la littérature du travail, de la littérature du FRM ainsi que selon l'avis d'experts du FRM (cliniciens, kinésithérapeutes, ergothérapeutes). Ce consensus d'experts sera déterminé à l'aide de la méthode Delphi.

IV.1.2.1.1. Choix de la méthode Delphi : questionnaire, résultats et intégration

La méthode Delphi consiste à extraire les connaissances d'experts, via des interrogations itératives de questionnement sur un sujet précis pour mettre en évidence les convergences et les consensus. Le terme d'« expert » renvoyant aux personnes ayant une bonne connaissance pratique, politique, légale ou administrative et dans notre cas clinique, d'un sujet précis avec une légitimité suffisante. La méthode se compose d'une série d'interrogations répétées, habituellement au moyen de questionnaires, d'un groupe

d'individus dont les avis ou les jugements sont d'intérêt. Après l'interrogation initiale de chaque individu, chaque interrogation suivante est accompagnée de l'information concernant les réponses du tour précédent. L'individu est ainsi encouragé à reconsidérer et, si approprié, à changer sa réponse précédente à la lumière des réponses des autres membres du groupe [Booto Ekionea et al. 2011].

La méthode de Delphi a pour but :

- De mettre en évidence des convergences et des consensus sur les orientations à donner au projet à l'aide de questionnaires soumis aux experts.
- D'apporter un éclairage sur des zones d'incertitude en vue d'une aide à la décision et d'une vérification de l'opportunité et de la faisabilité du projet.

Questionnaire et recueil des réponses

Cette phase se déroule en 4 étapes :

- Étape 1 : Définir l'objet sur lequel portera la méthode de Delphi. Dans le cas de ce travail, il porte sur l'importance de différents facteurs (articulation, degré de liberté.) dans la survenue de TMS
- Étape 2 : Élaborer un questionnaire. Les questions doivent être ciblées, précises et éventuellement quantifiables. Dans notre cas il était demandé de coter l'importance de chaque articulation dans la survenue de TMS pour différentes AVQ, puis de chaque degré de liberté... Le questionnaire est consultable en annexe (Cf : *Annexe 2 p159*).
- Étape 3 : Choisir les experts. Ce choix s'effectue selon différents critères, notamment leur indépendance et leur excellente connaissance de l'objet. Il est recommandé que le nombre final d'experts ne soit pas inférieur à 25. Nous avons pu recruter 30 experts au sein du CHU Raymond Poincaré (APHP, Garches), la Fondation Garches (Garches) et d'autres établissements spécialisés.
- Étape 4 : Le recueil et le traitement des réponses aux questionnaires. Le premier questionnaire a pour objectif de repérer la médiane et l'intervalle interquartile. Ensuite, la deuxième proposition a pour but de réduire les positions contradictoires en bornant la cotation.

Les principaux résultats du questionnaire

Les réponses au questionnaire ont pu mettre en évidence l'avis d'experts cliniques sur l'importance des articulations dans la survenue des TMS selon différentes activités de la vie quotidienne, ainsi que des degrés de liberté les plus importants (*Tableau 11 et 12*).

	Propulsion	Transfert	Franchissement	Chargement
Épaule	5	5	3,5	5
Coude	2	2	3	2
Poignet	3	3	3,5	3

Tableau 11: Importance de l'articulation dans la survenue de TMS

	Propulsion	Transfert	Franchissement	Chargement
Épaule				
Flex-Ext	4	2	4	3
Abd-Add	2	4	3	3
Rint-Rext	3	4	3	4
Coude				
Flex-Ext	8	6	7	6
Prono-Sup	2	4	3	4
Poignet				
Flex-Ext	5	7	6	7
Dev Rad-Uln	5	3	4	3

Tableau 12: Importance du degré de liberté pour chaque articulation suite à l'analyse de la connaissance clinique auprès d'un panel d'experts

En complément de l'avis quantifié des experts interrogés et de façon similaire à la définition des seuils pour chaque variable (voir IV. 1.1.5 à 7), nous avons intégré les données issues de la littérature. Pour déterminer au plus juste, le poids de chaque facteur. L'ensemble de ces informations nous a amenés à définir 3 niveaux de pondération (figure 36).

- Le niveau 1 : correspond au poids de chaque facteur.
- Le niveau 2 correspond au poids de chaque articulation.
- Le niveau 3 correspond au poids de chaque degré de liberté.

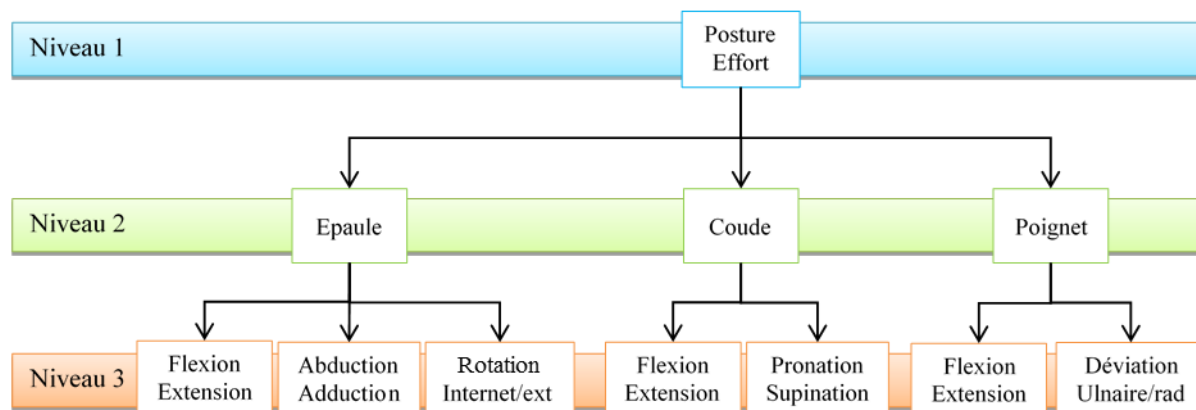


Figure 36: Niveau de pondération

Niveau 1

La première étape consiste à définir les poids relatifs des facteurs composant l'indice d'inconfort. L'étude de la littérature et les discussions que nous avons eues avec des cliniciens nous permettent de proposer une répartition entre la cinématique, c'est-à-dire la posture, et la cinétique, c'est-à-dire les efforts fournis. NIOSH (1997) ont montré la pertinence de la relation entre les facteurs de risque biomécaniques et des TMS-MS (*Tableau 13*). Ces auteurs indiquent que l'amplitude articulaire de l'épaule et du poignet ont une relation évidente avec la survenue des TMS, et qu'il en est de même pour les efforts. Nos résultats sont en accord puisque les réponses des cliniciens ont attribué un poids supérieur aux efforts dans la survenue des TMS (0,6 vs 0,4 pour la posture).

	Relation très évidente	Relation Evidente	Relation supposée
Épaule			
Répétitivité		X	
Effort			X
Amplitude articulaire		X	
Vibration			X
Coude			
Répétitivité			X
Effort		X	
Amplitude articulaire			X
Combinaison		X	
Poignet			
<i>SCC</i>			
Répétitivité		X	
Effort		X	
Amplitude articulaire			X
Vibration		X	
Combinaison	X		
<i>Tendinite</i>			
Répétitivité		X	
Effort		X	
Amplitude articulaire		X	
Combinaison	X		

Tableau 13: Pertinence de la relation entre les facteurs de risques biomécaniques et des TMS-MS (NIOSH 1997)
SCC : syndrome canal carpien

Basé sur ces informations, l'indice d'inconfort articulaire (Ind_{TMS}) proposé a la forme suivante :

$$Ind_{TMS} = 0.6 * Ind_{cinétique} + 0.4 * Ind_{cinématique} \quad [9]$$

Où $Ind_{cinétique}$ correspond à l'indice d'inconfort basé sur l'amplitude des moments générés par rapport à une valeur maximum théorique que l'utilisateur devrait produire en fonction de sa morphologie et du fauteuil et $Ind_{cinématique}$ correspond à l'indice d'inconfort calculé à partir de la position du membre supérieur de l'utilisateur.

Niveau 2 : Pondération entre les articulations

La majorité des études ayant travaillé sur les TMS-MS des utilisateurs de FRM ont mis en évidence que les pathologies les plus souvent rencontrées sont la tendinite de la coiffe des rotateurs et le syndrome du canal carpien [Veeger et al. 2002; Mulroy et al. 2004; Veeger et al. 1998; Boninger et al. 1999; Boninger et al. 2004]. La majorité des études ayant étudié la prévalence des TMS-MS ont montré que l'épaule est le premier site touché par les TMS (31 à 73 %) suivi du poignet (49 à 73 %) [Louis 2010; Bayley et al. 1987; Gellman et al. 2009; Gellman, Chandler, et al. 1988; Davidoff et al. 1991; Wylie & Chakera 1988; Pentland & Twomey 1991].

Le questionnement des experts a permis aussi de mettre en évidence que l'épaule est considérée comme le premier site de survenue des TMS suivit du poignet et du coude. Le travail de Louis et al. (2010) et de Desroches et al. (2010) ainsi que ces résultats, cohérents avec la littérature, ont permis de quantifier le poids de chaque articulation dans la survenue des TMS-MS et nous permet de proposer la cotation suivante

$$Ind_{cinématique} = 0,5 * Cin_{Epaule} + 0,2 * Cin_{Coude} + 0,3 * Cin_{Poignet} \quad [10]$$

$$Ind_{cinétique} = 0,5 * Dyn_{Epaule} + 0,2 * Dyn_{Coude} + 0,3 * Dyn_{Poignet} \quad [11]$$

$$Ind_{roue} = 0,6 * FEF + 0,4 * FP \quad [12]$$

Niveau 3 : Pondération au sein de chaque articulation

De nombreuses études ont évalué l'inconfort des postes de travail. Il existe une association entre le risque de troubles musculo-squelettiques et de l'inconfort [Dul et al. 1994]. Zhang et al. (1996) ont montré que l'inconfort est principalement dû à des facteurs physiologiques et biomécaniques, il semble être légitime pour être utilisé dans la recherche sur les facteurs causant des TMS. Ces différentes études ont porté sur les trois articulations du MS et ont pu mettre en évidence les degrés de liberté à risques.

Justification et choix des pondérations pour l'articulation de l'Épaule

Un certain nombre d'études ont mis en évidence des blessures de l'épaule dans l'industrie et l'usage du FRM sur l'influence de chaque ddl dans leur apparition. On retrouve pour :

Flexion-extension :

Plusieurs études ont reporté une augmentation de l'inconfort causée par l'augmentation de l'élévation du bras [Kee 2005, Wiker et al. 1989]. Ces résultats sont dus à la croissance de la pression intramusculaire et la diminution du débit sanguin dans les muscles du MS. Une plus grande pression intramusculaire induit un plus grand inconfort musculaire [Järvholm et al. 1991].

Abduction – adduction :

L'augmentation de l'abduction du MS dans l'articulation glenohumeral est un indicateur de risque important pour les TMS du cou et de l'épaule [Aarås 1994].

Rotation interne-externe

L'impact sur l'épaule augmente lorsque le MS est en rotation interne et diminue lorsqu'il est en rotation externe [Stokdijk et al. 2003]. Ces résultats se confirment chez les utilisateurs de FRM avec l'étude de McMaster et al 1991 qui ont trouvé qu'un déséquilibre des rotateurs internes et externes de l'épaule est un facteur de risque de TMS [McMaster et al. 1991]. Les personnes qui propulsent toujours avec des moments de rotation interne importants peuvent développer un tel déséquilibre. Par conséquent, lors de la propulsion en FRM, la composante de rotation interne/externe sera potentiellement la plus à risque.

Pondération

Basés sur les résultats des différentes études de la littérature du monde du travail et du fauteuil roulant, nous proposons la pondération suivante :

$$Cin_{\text{epaule}} = 0,4 * FlexExt + 0,3 * AbdAdd + 0,3 * RIntExt \quad [13]$$

$$Dyn_{\text{epaule}} = 0,25 * FlexExt + 0,25 * AbdAdd + 0,5 * RIntExt \quad [14]$$

Où Cin_{epaule} et Dyn_{epaule} représentent les indices cinématique et dynamique de l'épaule. 'FlexExt' représente le ddl de flexion-extension de l'épaule, 'AbdAdd' le ddl d'abduction-adduction et 'RIntExt' le ddl de rotation interne-externe.

Justification et choix des pondérations pour l'articulation du coude

Un certain nombre d'études ont mis en évidence des blessures du coude dans l'industrie et l'usage du FRM sur l'influence de chaque ddl dans leur apparition. On retrouve pour :

Flexion-extension

Dans leur étude sur l'estimation du niveau d'inconfort du MS lors de la combinaison de différents angles du coude, Mukhopadhyay et al (2007) ont montré que l'inconfort augmente lorsque le coude est en flexion de 45° par rapport à une position de flexion à 90 ou 135° [Mukhopadhyay et al. 2007].

Prono-supination

O'Sullivan & Gallwey (2002) ont rapporté dans leur étude que l'inconfort est plus important durant la pronation que la supination [O'Sullivan & Gallwey 2002]. En effet, la pronation de l'avant-bras augmente le blocage de la circulation sanguine et peut entraîner l'augmentation de l'inconfort [Wiker et al. 1989]. Les tensions du nerf médian étant augmentées lors d'un mouvement de pronation [Kleinrensink et al. 1995].

Peu d'informations existent dans la littérature concernant les efforts fournis, lors de l'usage du FRM, à cette articulation et le risque de TMS. Cependant, basées sur les amplitudes articulaires, quelques études ont proposé que le risque le plus élevé se situe en flexion/extension surtout à l'approche des limites articulaires [Mukhopadhyay et al. 2007; Shimada et al. 1998].

Pondération

Basés sur les résultats des différentes études de la littérature du monde du travail et du fauteuil roulant, nous proposons la pondération suivante :

$$Cin_{coude} = 0,8 * FlexExt + 0,2 * PronoSup \quad [15]$$

$$Dyn_{coude} = 0,8 * FlexExt + 0,2 * PronoSup \quad [16]$$

Où Cin_{coude} et Dyn_{coude} représentent l'indice cinématique et cinétique du coude. 'FlexExt' représente le ddl de flexion-extension du coude et 'PronoSup' le ddl de prono-supination.

Justification et choix des pondérations pour l'articulation du poignet

Un certain nombre d'études ont mis en évidence des blessures du poignet dans l'industrie et l'usage du FRM sur l'influence de chaque ddl dans leur apparition. On retrouve pour :

Flexion-extension

Finneran & O'Sullivan (2010) ont montré dans leur étude que le plus haut niveau d'inconfort a été trouvé à 50 % de flexion, puis à 50 % d'extension et en position neutre [Finneran & O'Sullivan 2010]. Ces résultats sont confirmés dans l'étude de Carey et Gallwey (2002) qui ont démontré qu'une flexion extrême (60 %) cause le niveau d'inconfort le plus important par rapport à l'extension extrême ou la position neutre [Carey & Gallwey 2002]. Ces résultats issus de la littérature du monde du travail sont corroborés par des études réalisées sur des utilisateurs de FRM. En effet, Tanzer et al en 1959 ont investigué les changements de pression dans le canal carpien selon la position du poignet et ont trouvé que la pression augmente en position d'extension et de flexion [Tanzer 1959]. Ces résultats ont été confirmés par d'autres auteurs [Boninger et al 2004].

Déviation radio-ulnaire

Plusieurs études ont montré que des hauts niveaux de force au niveau du poignet résultaient à de hauts niveaux d'inconfort [Lin et al. 1997; Finneran & O'Sullivan 2010] et, qu'ils nécessitent un temps de repos plus important [El ahrache & Imbeau 2009].

Combinaison Coude-Poignet et entre ddl

Dans son étude sur les effets de la posture du poignet sur l'inconfort, Carey et al (2002) ont montré que la combinaison d'un mouvement de flexion et d'un mouvement de déviation ulnaire causait le plus haut niveau d'inconfort [Carey & Gallwey 2002]. De mêmes, Khan et al. (2010) ont montré l'influence importante de la combinaison de la déviation du poignet et de la pronation de l'avant-bras [Khan et al. 2010]. Appliqués au FRM, Veeger et al (1998) ont également décrit plusieurs paramètres considérés comme des facteurs de risque de SCC qui sont les déviations ulnaires répétées, les amplitudes élevées avec une flexion des doigts ainsi que des extensions importantes du poignet [Veeger et al. 1998; Gellman, Chandler, et al. 1988]. Ainsi la combinaison de déviation ulnaire et d'extension importantes constitue un facteur de risques de SCC.

Pondération

Basés sur les résultats des différentes études de la littérature du monde du travail et du fauteuil roulant, nous proposons la pondération suivante :

$$\text{Cin}_{\text{poignet}} = 0,5 * \text{FlexExt} + 0,5 * \text{DRadUln} \quad [17]$$

$$\text{Dyn}_{\text{poignet}} = 0,5 * \text{FlexExt} + 0,5 * \text{DRadUln} \quad [18]$$

Où $\text{Cin}_{\text{poignet}}$ et $\text{Dyn}_{\text{poignet}}$ représentent l'Indice cinématique et dynamique du poignet. 'FlexExt' représente le ddl de flexion-extension du poignet, 'DRadUln' le ddl de déviation Radio-Ulnaire.

Individuellement, les facteurs sont plus ou moins importants dans la survenue de TMS, mais la combinaison de certains d'entre eux accroît ce risque.

Multiplication du risque d'inconfort lors de la combinaison de facteurs

La combinaison de la flexion du coude et de l'abduction de l'épaule a été démontrée comme augmentant la fatigue musculaire et notamment lorsque l'abduction augmente entre 45 et 90° [Herberts et al. 1980] .

Trevelyan & Haslam ont observé que 45° de rotation interne de l'humérus accompagné de 45° d'abduction et 45° de flexion du bras étaient responsable de TMS [Trevelyan & Haslam 2001].

IV.1.2.2. Choix de la méthode inférence floue : Modèle de Mamdani

Lorsqu'on a établi la base des règles (*Annexe 3 p161*) qui décrivent le fonctionnement, il faut choisir la méthode d'inférence floue, c'est-à-dire la méthode que le système doit employer pour calculer la fonction de sortie à l'aide des relations qui existent entre les variables d'entrées et la variable de sortie utilisant les règles.

L'inférence floue se compose de deux étapes : l'implication des antécédents et l'agrégation des règles :

- L'implication des antécédents consiste à déterminer par un opérateur flou le poids de chacune des conséquences des règles impliquées. Pour déterminer l'implication, il faut utiliser un opérateur de conjonction traduisant le « ET ».
- Quant à l'agrégation, elle permet de faire la synthèse des solutions de chaque implication. Cette synthèse nous permet de déterminer la variable de sortie finale floue. Pour déterminer cette variable, à l'aide de l'agrégation, il faut utiliser un opérateur de disjonction traduisant le « OU ».

Dans la littérature, il existe plusieurs types de systèmes d'inférence floue qui peuvent être mis en œuvre dans les systèmes flous [Yen et al. 1995] tels que la méthode de Mamdani qui utilise les opérateurs min et max pour l'implication et l'agrégation qui est la plus largement utilisée en pratique. Pour ce modèle

de Mamdani, la conjonction (des antécédents) est usuellement interprétée par l'opération min et la disjonction (des règles) comme le max, appelée aussi la méthode max-min [Zadeh 1999]. Ainsi, l'implication utilise l'opérateur min et l'agrégation l'opérateur max.

IV.1.2.3. Choix et écriture des règles floues

La méthode d'évaluation des règles permet de calculer la valeur de la variable de sortie finale floue à partir des entrées floues issues de la fuzzification et de l'ensemble de la base des règles en utilisant une méthode d'inférence, dans notre cas la méthode de Mamdani [Mizumoto 1995] (figure 37).

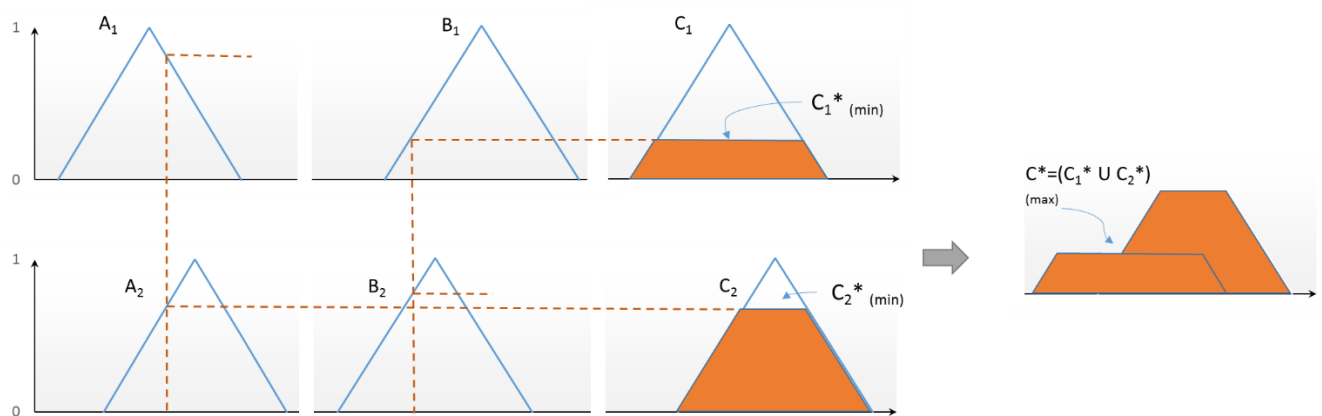


Figure 37: Évaluation des règles selon la méthode max-min (Mamdani) (Mizumoto 1995).

Le calcul de la solution précise, d'une solution floue sera effectué par la méthode de défuzzification que nous allons présenter dans la section suivante.

IV.1.3. Étape 3 : la défuzzification

Le système d'inférence fournit une sortie floue à la suite d'une ou plusieurs entrées réelles. Se pose alors le problème de lui donner une représentation floue approximative ou une valeur précise, c'est la défuzzification. Il existe de nombreuses méthodes de défuzzification, mais seulement quatre sont pratiquées :

- la méthode des maximums : La sortie correspond à l'abscisse du maximum de la fonction d'appartenance résultante. C'est une méthode simple et rapide, mais elle introduit des ambiguïtés et une discontinuité de la sortie.
- la méthode des surfaces : dans le cas où plusieurs sous-ensembles auraient la même hauteur maximale, on réalise leur moyenne. Une des ambiguïtés de la méthode du maximum est enlevée.

- La méthode de la somme pondérée : Calcul individuellement les sorties relatives à chaque règle selon le principe de la moyenne des maximas puis on réalise leur moyenne pondérée.
- la méthode du centre de gravité (CDG) : La sortie correspond à l'abscisse du centre de gravité de la surface de la fonction d'appartenance résultante. Il n'y a ainsi plus de discontinuité ou d'ambiguïté, mais cette méthode est plus complexe.

Bien que le choix soit d'une façon ou d'une autre subjectif, nous nous limitons ici à la présentation de la méthode du centre de gravité que nous avons choisie, car traditionnellement utilisée par les contrôleurs flous [Yen et al. 1995] et d'autres travaux portant sur l'homme, la clinique.

IV.1.3.1. Défuzzification : choix de la méthode du centre de gravité

La méthode du CDG est basée sur le calcul de l'abscisse correspondant au centre de gravité de la surface du sous-ensemble flou de la solution déterminée par l'agrégation de l'action des règles floues. Il est donc nécessaire de calculer le centre de gravité de la surface sous la fonction d'appartenance et de prendre l'abscisse de ce centre de gravité (Z_0). Pour cela, il faut décomposer la fonction d'appartenance en petits morceaux et intégrer sur chacun des morceaux

$$Z_0 = \frac{\int_{-1}^1 f_p(z) \cdot z \, dz}{\int_{-1}^1 f_p(z) \, dz} \quad [19]$$

Synthèse

Les valeurs de sorties ainsi obtenues permettent de quantifier le niveau d'inconfort de l'activité. L'évaluation de l'indice d'inconfort s'effectuera en 2 temps : d'un point de vue global, l'Indice d'Inconfort Articulaire global (IIAg) calculé permettra d'évaluer le niveau d'inconfort des activités afin de les comparer les unes par rapport aux autres. Une fois le niveau d'inconfort évalué pour chaque activité, L'Indice d'Inconfort Articulaire focal (IIAf) sera calculé. Car si l'inconfort de l'activité est considéré comme important il est nécessaire de pouvoir intervenir d'un point de vue articulaire pour modifier et diminuer cet inconfort en agissant d'un point de vue, cinématique ou cinétique pour minimiser les contraintes. L'objectif de l'IIAf est donc de connaître un niveau de détails (articulaire) suffisant pour envisager de modifier et diminuer l'inconfort associé à une articulation.

PARTIE III

APPLICATIONS CLINIQUES

Précédemment dans la *PARTIE II*, nous avons défini les différents niveaux de risque : faible, moyen, important. Afin de faciliter la lecture et l'interprétation de l'indice d'inconfort articulaire (*figure 38*), nous nous proposons de caractériser cet indice en associant chaque paramètre extrait à une explication/interprétation biomécanique et/ou clinique. La figure ci-dessous illustre l'évolution de la moyenne de l'Indice d'Inconfort Articulaire global (IIAg) lors de la propulsion sur sol plat à vitesse spontanée.

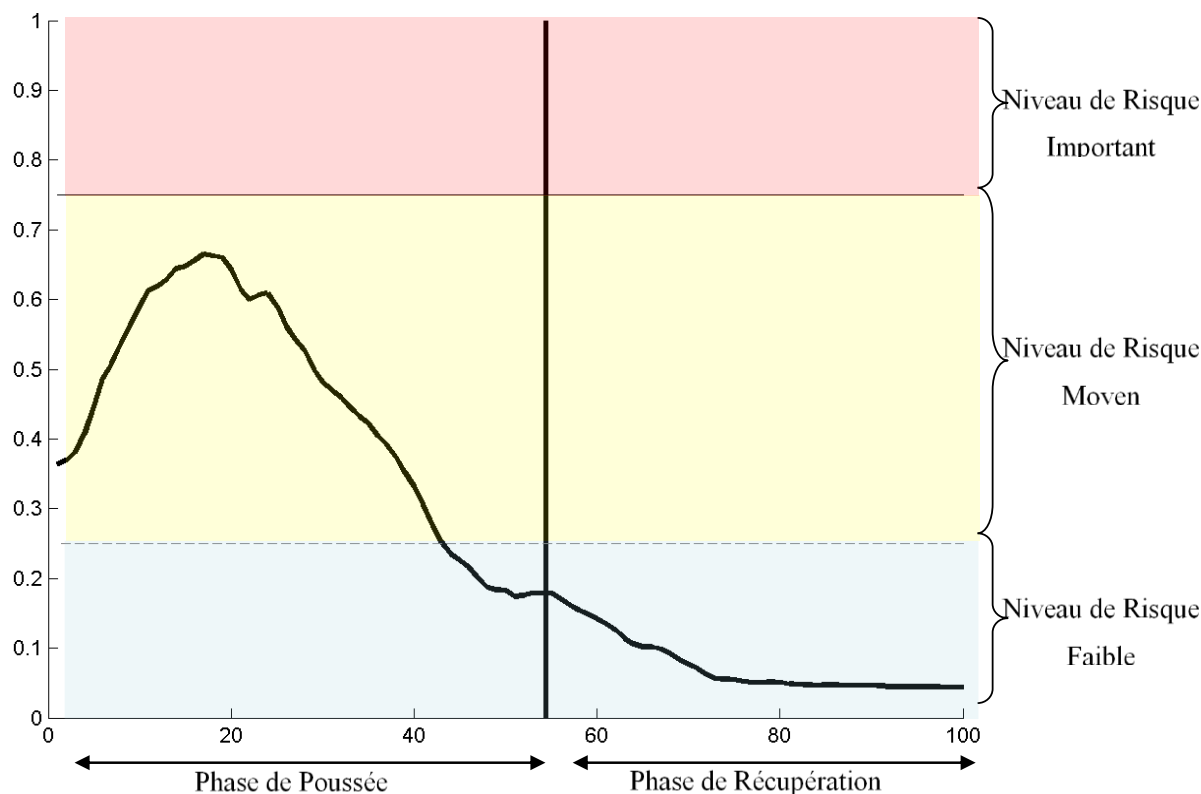


Figure 38: Evolution de la moyenne de l'Indice d'Inconfort Articulaire global (cinétique et cinématique combinée) lors de la propulsion (cycles normalisés) sur sol plat à vitesse spontanée

I. Paramètres étudiés : choix et interprétations

I.1. La distribution des différents niveaux de risque

La distribution correspond au pourcentage de temps passé au sein de chaque niveau de risque (faible, moyen, important) au cours de l'activité analysée. Elle se quantifie par : la durée d'exposition au niveau de risque par rapport à la durée totale. Elle informe du niveau de risque le plus présent lors de l'activité.

I.2. Le pic d'inconfort et son temps d'apparition

Le pic d'inconfort se définit comme la valeur maximale d'inconfort au cours de l'activité. Il est calculé à partir des valeurs de l'IIA au cours du temps, et permet d'extraire le moment où il apparaît. En lien avec la cinématique du MS, il permet de déterminer la ou les positions les plus délétères au cours de l'activité.

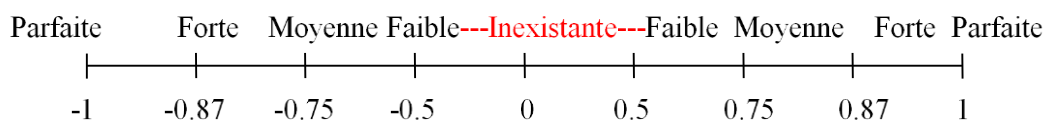
I.3. Différenciation et comparaison des patterns d'IIA

La différenciation correspond à la comparaison du pattern de l'IIA au cours de plusieurs activités à la fois en termes de quantité et de qualité. Elle s'évalue respectivement à partir de l'erreur quadratique moyenne (RMSE) et du coefficient de corrélation (Coeff_corr) entre deux courbes.

- La RMSE met en évidence une modification de l'indice. Lorsqu'elle varie d'au minimum 11 %. Ce seuil de changement a été défini à partir des résultats du test de Wilcoxon. Elle peut être calculée pour le cycle complet et/ou sur chacune des phases du cycle.

$$RMSE(\hat{\theta}\theta) = E((\hat{\theta} - \theta^2))$$

- Le coefficient de corrélation indique, lors de la comparaison entre deux situations analysées, si la situation 1 varie similairement de la situation 2 pendant l'ensemble du cycle et/ou pendant une phase spécifique.



I.4. Quantité d'inconfort

La moyenne quadratique de l'IIA correspond à la quantité d'inconfort de chaque niveau. Complémentaire à la différenciation du pattern, elle permet d'évaluer la quantité d'inconfort de chaque phase. Elle est calculée à partir des valeurs de l'IIA au cours du temps et correspond à la valeur moyenne de l'aire sous la courbe.

Nous avons souligné dans les parties précédentes que l'utilisation d'un FRM a pour objectif d'augmenter l'autonomie de déplacement et donc l'indépendance de l'utilisateur. Pour cela, il est nécessaire de maîtriser un minimum d'habiletés motrices telles que la propulsion ou le transfert. Par ailleurs, nous avons indiqué que l'ensemble de la littérature met en évidence que ces habiletés génèrent des contraintes excessives sur les articulations du poignet, du coude, et de l'épaule et contribuent probablement à l'élaboration ou à l'entretien de TMS-MS. Afin de prévenir leur apparition, l'évaluation du niveau de risque de chaque habileté est donc indispensable pour, à terme, préconiser des conseils sur l'utilisation du FRM, sa configuration...

Ce chapitre vise donc à quantifier l'Indice d'Inconfort Articulaire des habiletés principales et plus en détail d'identifier le niveau d'inconfort de chaque articulation au cours de ces habiletés. Pour cela, il est constitué de trois études.

- L'étude 1 s'intéresse à l'impact du pourcentage de la pente lors de la propulsion sur le niveau d'inconfort. Réalisée sur tapis roulant à vitesse imposée, l'objectif de cette étude est de différencier le niveau d'inconfort des différents niveaux de pentes comparativement au sol plat.
- L'étude 2 s'intéresse à l'impact de la stratégie de transfert sur le niveau d'inconfort du transfert. L'objectif de cette étude est de différencier le niveau d'inconfort d'un transfert en stratégie spontanée avec le tronc fléchi ou tronc vertical.
- L'étude 3 s'intéresse à l'impact du franchissement d'obstacle sur le niveau d'inconfort. Cette étude a pour objectif de quantifier le niveau d'inconfort articulaire global et focal lors de la montée d'un trottoir de 8 cm.

Cette partie a donné lieu à quelques travaux de valorisation, notamment pour l'étude 1 avec un article soumis dans Plos one et 2 présentations orales lors de conférences nationales avec comité de lecture et actes. Ainsi que pour l'étude 3 avec un article soumis dans Science et Motricité suite à la sélection lors du congrès de la SOFAMEA

- Quantification of the risk of musculoskeletal disorders of the upper limb: A study of manual wheelchair propulsion. Plos one ([soumis](#))
- Quotation of upper limb risk musculoskeletal disorders by Fuzzy Logic: Particular case of manual wheelchair propulsion and curb ascent. Science et Motricité ([soumis](#))

- Quotation of upper limb risk musculoskeletal disorders by Fuzzy Logic: Particular case of manual wheelchair propulsion. « Congrès SOFAMEA », Genève [Suisse] 5-7 février 2015.
- Cotation du risque de Troubles musculo-squelettiques du Membre Supérieur par Logique Floue. Cas particulier de la propulsion en Fauteuil roulant Manuel « 22e société de biomécanique », Valenciennes [France] 22-23 août 2014.

II. Impact du pourcentage de pente lors de la propulsion sur l'Indice d'Inconfort Articulaire

Depuis plus de dix ans, le nombre de TMS augmente et semble être généralisé à tous les pays industrialisés. Ainsi, en Europe, où 20 à 45 % des travailleurs présentent des TMS-MS et du cou depuis les douze derniers mois [Buckle & Devereux 1999]. Les coûts de cette expansion deviennent de plus en plus importants pour la société et nécessitent l'établissement d'un plan de prévention dans tous les domaines susceptibles d'être affectés par les TMS [Aptel & Aublet-Cuvelier 2005]. Identifier et comprendre les facteurs de risque qui causent l'apparition des TMS sont importants pour les prévenir. La littérature du monde du travail et de l'ergonomie a montré que ces facteurs de risque sont principalement d'origine biomécanique telle que l'effort, la répétition et les postures extrêmes associées [Aptel, Aublet-Cuvelier & Claude Cnockaert 2002; Bernard et al. 1997; Lasfargues 2003]

Outre le monde du travail, la santé et en particulier l'utilisation de technologie d'assistance peuvent être analysées. En effet, la mobilité est une condition préalable pour être en mesure de mener des activités importantes et de participer à la vie sociale [Lilja & Borell 1997]. Les diminutions fonctionnelles, comme la capacité de marche limitée, peuvent amener à restreindre l'activité et la participation sociale [WHO 2001]. Pour compenser ces diminutions fonctionnelles, une technologie d'assistance peut alors être utilisée [Smith 1996]. En France, 62 personnes par 10.000 habitants, soit 360 000 personnes, utilisent un fauteuil roulant, dont 59 personnes par 10,000 utilisant un manuel [Vignier et al. 2008]. Atteindre un degré d'indépendance suffisant pour l'utilisateur d'un FRM dépend souvent de sa capacité à négocier et franchir les obstacles intérieurs et extérieurs. Les pentes de divers degrés sont fréquentes à la fois en extérieur et en intérieur. Franchir une pente est essentiel, car elles représentent un moyen d'accéder à de nombreux espaces publics et privés ou bâtiments. En France, la loi d'accessibilité de 2005 a accordé 10 ans aux bâtiments publics pour respecter un maximum de normes. Un guide d'accessibilité recommande des points à respecter, dont des pourcentages de pente. Ces recommandations exigent une pente inférieure à 5 % (2,8°) avec des paliers tous les 10 m. Il tolère cependant une pente jusqu'à 8 et 10 % (4,6 et 5,7°) si les paliers sont disposés respectivement tous les 2 et 0,5 m. Cependant, en réalité, les pentes sont parfois plus raides en raison de contraintes d'espace, vieux bâtiments ou de l'incapacité inhérente de modifier l'environnement naturel. À ce jour, seules quelques études ont analysé les efforts du membre supérieur (MS) au cours de la propulsion sur pente d'utilisateur de FRM. Ces dernières ont indiqué qu'un nombre important d'utilisateurs étaient incapables de gravir des pentes importantes : Sanford et al ont rapporté que 85 % des participants pouvaient grimper une pente de 8 %, Sweeney et al, 88 % et ce nombre diminue avec l'augmentation de la pente [Sanford et al. 1997; Sweeney et al. 2009]. Ce taux de réussite montre les difficultés de la propulsion en montée. La propulsion en montée augmente les contraintes du MS, augmentant encore le risque de TMS secondaire, en particulier au niveau des poignets et des épaules [Consortium for Spinal Cord Medicine 2005],

[Boninger et al. 2005]. En fait, Arabi et al (2004) ont montré que propulser un FRM jusqu'à une pente de 5 % nécessite 46 % de la force propulsive maximale isométrique [Arabi et al. 2004]. Et si la pente augmente jusqu'à 10 %, la force isométrique maximale propulsive nécessaire augmente à 61 %. Richter et al (2007) ont montré que la vitesse diminue d'environ 1,5 et 2,7 fois pour une pente de 3° et 6° par rapport à la surface plane [Richter et al. 2007b]. Et en dépit de la réduction de la vitesse, le pic de force totale diminue d'environ 1,5 et 2,2 fois en poussant un 3° et une pente de 6°. Dans les dernières études, Yang et al (2012) ont montré que le total des forces tangentielles appliquées à la main courante était de 2,09 à 2,38 fois plus élevé lorsque l'on pousse sur une pente de 3° par rapport à la surface plate. Ces différences confirment le fait que la propulsion en montée a un impact sur le MS [Yang et al. 2012]. Cependant peu d'entre elles s'intéressent ou se focalisent sur le risque de blessures ou TMS.

Objectifs et hypothèses de l'étude

Cette première étude a pour objectif principal de caractériser l'Indice d'Inconfort Articulaire de TMS-MS lié à l'utilisation du FRM lors de la propulsion sur sol plat et sur différents niveaux de pente par la quantification de l'indice d'inconfort articulaire. Nous émettons l'hypothèse que le niveau d'inconfort augmente avec la pente. L'objectif secondaire vise à identifier de façon plus focale la similarité de l'Indice d'Inconfort Articulaire de TMS-MS pour chaque articulation. Nous émettons l'hypothèse que le niveau d'inconfort augmente avec la pente aux trois articulations

II.1. Méthodologie

II.1.1. Population

La population expérimentale compte 17 sujets paraplégiques post traumatisme à la moelle épinière et utilisateurs de FRM : 1 femme et 16 hommes (*Tableau 14*). La moyenne d'âge est de $39,8 \pm 10,8$ ans, le poids moyen de $78,7 \pm 16$ kg et la taille moyenne correspond à $1,79 \pm 0,1$ m. Tous les participants ayant une lésion de la moelle épinière entraînant une paraplégie et l'utilisation quotidienne d'un FRM

	Sexe*	Age (ans)	Taille (m)	Poids (kg)	Niveau lésion	Style de propulsion			
						0°	2.7°	3.6°	4.8°
1	M	22,,3	1,,83	57,,5	T8	SC	SC	SC	SC
2	M	58,,3	1,,88	98,,9	T10	Slop	Slop	Arc	Arc
3	M	42,8	1,84	86	T7	Dlop	Arc	Arc	Arc
4	M	34,4	1,80	77,1	T6	Slop	Slop	Slop	Slop
5	M	51,2	1,73	77,5	T12	Arc	Arc	Arc	Arc
6	M	54,2	1,80	106,3	T3	Arc	Arc	Arc	Arc
7	F	26,6	1,65	45,2	T11	Dlop	Slop	Slop	Slop
8	M	45,0	1,73	76,9	T10	SC	SC	SC	SC
9	M	31,9	1,93	71,8	T12	SC	SC	SC	SC
10	M	31,4	1,75	66,7	T8	Dlop	Dlop	Dlop	Dlop
11	M	53,0	1,75	93,0	T10	Dlop	Dlop	Arc	Arc
12	M	30,8	1,91	93,5	T10	Slop	Arc	Arc	Arc
13	M	27,0	1,9	67,7	T12	Arc	Slop	Slop	Slop
14	M	40,0	1,8	75,3	C6	SC	SC	Arc	Arc
15	M	42,7	1,7	65,1	C4	Arc	Arc	Arc	Arc
16	M	47,8	1,7	81,5	T7	Dlop	Slop	Arc	Arc
17	M	37,8	1,8	97,4	T9	Dlop	Slop	Slop	Slop
mean		39,8	1,79	78,7					
SD		10,8	0,1	16					

SC : semi-circulaire, Slop : boucle simple, Dlop : Double boucle

Tableau 14: Caractéristiques de la population expérimentale 1

II.1.1.1. Critères d'inclusions/exclusions

Afin de participer à l'étude, les sujets devaient :

- Avoir une lésion complète ou incomplète de la moelle épinière (ASIA A, B ou C) de plus de 3 mois.
- Utiliser un FRM de manière quotidienne (plus de 4h/jours) et ce de façon autonome (savoir propulsion en pente).
- Ne pas présenter d'historique de douleurs articulaires des membres supérieurs ou d'escarre depuis un an.
- Ne pas présenter de trouble des fonctions cognitives ou de condition cardiovasculaire/vasculaire.

II.1.2. Procédure expérimentale

Pour déterminer leur vitesse de propulsion spontanée, les participants ont effectué un test de propulsion sur leur fauteuil personnel sur une distance de 20 mètres dans un couloir. Il était demandé au sujet de propulser entre deux cônes de manière régulière à vitesse spontanée. Trois essais ont été menés avec une à deux minutes de repos entre chaque test. Le temps moyen (en secondes) des trois tests a été utilisé pour sélectionner la vitesse du tapis roulant correspondant à la vitesse spontanée de propulsion sur sol plat.

Les participants ont propulsé leur fauteuil sur un tapis roulant instrumenté à double bande (largeur = 0,84 m, longueur = 1,84 m) spécialement adapté pour la propulsion sur fauteuil roulant (Bertec, Columbus, OH, USA). Avant l'enregistrement des essais, les participants ont effectué une période de familiarisation pour s'habituer à la propulsion sur le tapis roulant à différentes vitesses et pentes. Les participants devaient réaliser deux essais d'une durée maximale d'une minute à vitesse spontanée pour chacune des quatre pentes : 0° , $2,7^\circ$, $3,6^\circ$ et $4,8^\circ$ (voir *figure 39*). Les trois pentes supérieures à 0° correspondent à des pentes qui augmentent d'une unité de hauteur de 16, 12 et 8 unités de longueur, respectivement. L'ordre dans lequel les tâches ont été effectuées a été randomisé, à l'exception de la tâche à 0° , qui a toujours été faite en premier, compte tenu de limites méthodologiques liées au tapis, deux minutes de repos ont été prises entre chaque essai.

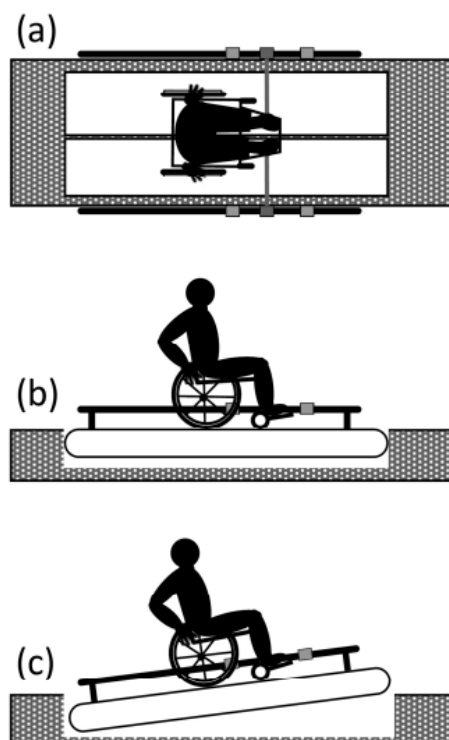


Figure 39: Schéma du positionnement du FRM sur le Tapis roulant : (a) vue horizontale (b) vue sagittale inclinaison 0° (c) vue sagittale inclinaison $4,8^\circ$.

II.1.3. Outils de mesure

II.1.3.1. Outils et méthodes de quantifications des paramètres biomécaniques

Le fauteuil roulant a été équipé de deux roues instrumentées. Seules les données du côté non dominant seront analysées, car il est attendu que le côté non dominant puisse avoir la capacité de génération de force la plus faible, et puisse ainsi limiter les performances au cours d'une tâche fonctionnelle exigeant des efforts bilatéraux symétriques tels que la propulsion d'un FRM sur une trajectoire linéaire [Kwarcia et al. 2009]. La synchronisation avec le système de capture du mouvement Optotrak a été réalisée manuellement avec un marteau visible : le pic force verticale produite simultanément sur les deux mains courantes lors du choc.

Les paramètres cinématiques ont été enregistrés grâce à un système de capture de mouvement comprenant six caméras synchronisées (quatre caméras de l'appareil photo Optotrak [Modèle 3020] et deux caméras Optotrak Certus ; NDI technologie Inc., Waterloo, Ontario, Canada).

II.1.3.2. Analyse des données.

Pour cette étude, le cycle de propulsion a été divisé en phase de poussée et phase de retour. Pour chaque participant, la moyenne de 10 cycles continus des 3 essais sur le tapis roulant est utilisée pour l'analyse des données. Les variables utilisées pour l'analyse de données sont les variables cinématiques et cinétiques des membres supérieurs.

À partir des données de sortie de la SmartWheel, la fréquence de poussée, l'angle de poussée, et les temps du cycle ont été déterminés. À partir de ces données sont calculés les paramètres explicatifs du niveau d'inconfort présentés précédemment (*PARTIE III I*).

Sur les paramètres de distribution de l'indice, une analyse de variance (ANOVA de Friedman) a été utilisée pour déterminer s'il existe une différence entre les différentes conditions de pente (0°, 2,7°, 3,6° et 4,8°). Lorsque le test de Friedman était significatif, un test de Wilcoxon a été ensuite réalisé entre les conditions de pente. Le taux de significativité était fixé à 5 %.

Sur les paramètres de différenciation de l'indice, une analyse du coefficient de corrélation ainsi que de l'erreur quadratique moyenne (RMSE) a été réalisée afin de quantifier et caractériser son évolution. Un seuil de 11 % de modification était fixé pour la RMSE (établi en fonction des résultats significatifs du Wilcoxon) et de 0,75 pour le coefficient de corrélation.

II.2. Résultats

Les résultats de l'Indice d'Inconfort Articulaire global (IIAg) seront présentés puis ceux de l'Indice d'Inconfort Articulaire focal (IIAf), c'est-à-dire d'un point de vue articulaire et spatio-temporel. Les résultats seront donnés séparément pour la phase de poussée et la phase de retour ainsi que pour l'évaluation du niveau de risque entre la propulsion sur sol plat et les différentes pentes ainsi qu'au sein de ces différentes pentes.

II.2.1. Paramètres spatio-temporels de la propulsion

II.2.1.1. Impact de la pente sur la durée des phases du cycle

La durée moyenne de la phase de poussée diminue entre la condition à 0° et chaque pente, mais reste similaire à 2,7° et 4,8°. La durée moyenne de la phase de retour diminue lorsque la pente augmente, mais on ne retrouve pas de différence significative entre 2,7° à 4,8°. La durée du cycle de propulsion diminue également avec l'augmentation de l'angle, il est significatif entre 0° et les différentes pentes (*tableau 15*).

II.2.1.2. Impact de la pente sur l'angle de poussée

L'angle initial migre progressivement vers l'avant de la main courante avec l'augmentation de la pente, sauf entre 2,7° et 3,6° où l'angle reste semblable (*tableau 15*). L'angle final est similaire dans toutes les pentes, sauf pour le plat où il est significativement plus faible que les pentes ($p \leq 0,001$). En ce qui concerne l'angle de poussée, il reste supérieur lors de la propulsion sur sol plat par rapport à la propulsion en pente ($p \leq 0,005$). Les différentes pentes présentant un angle de poussée totale similaire ($p = 0,135$ à $0,241$) en dehors de la pente de 2,7° pour laquelle nous avons trouvé un angle de poussée supérieur à la pente de 4,8° ($p = 0,004$).

II.2.1.3. Impact de la pente sur le style de propulsion

Les utilisateurs ne présentent pas tous des styles de propulsion identiques sur sol plat. Le style se modifie avec la pente chez les utilisateurs de style « simple boucle » et « double boucle ». Le style « arc » tend à être le plus utilisé (23 à 47 % d'utilisateurs entre le plat et le plus haut niveau de pente) (*tableau 14*).

		0°	2.8°	3.6°	4.2°
Paramètres temporels					
Phase de poussée	(s)	0,55* \pm 0,1	0,44 \pm 0,1	0,43 \pm 0,1	0,42 \pm 0,1
	(%)	54,4	67,5	69,3	72,5
Phase de récupération	(s)	0,46* \pm 0,2	0,21 \pm 0,1	0,19 \pm 0,1	0,16 \pm 0,1
	(%)	45,6	32,5	30,7	27,5
Temps cycle	(s)	1,01* \pm 0,2	0,65 \pm 0,1	0,63 \pm 0,1	0,58 \pm 0,1
Angle de poussée					
Initial	(°)	-33,00 \pm 9,75	19,84 \pm 12,02	17,60 \pm 9,70	11,08 \pm 10,20
Final	(°)	45,97 \pm 9,04	52,04 \pm 9,20	53,46 \pm 10,36	57,92 \pm 11,82
Total	(°)	78,97 \pm 13,27	68,94 \pm 22,92	69,90 \pm 14,77	66,91 \pm 15,36

* : $p < 0.05$ entre 0° et chaque pente

Tableau 15: Mesure de la durée des phases du cycle de propulsion pour chaque pente et de l'angle de poussée initial, final et total (moyenne \pm écart type) avec un pourcentage de comparaison par rapport à 0°. Définition du pattern de propulsion pour chaque condition : Semi-circulaire, Arc, Simple boucle et Double boucle.

II.2.2. Indice d'Inconfort Articulaire global

La figure 40 est une représentation graphique de l'Indice d'Inconfort Articulaire global et focal de la propulsion sur différents niveaux de pente au cours du cycle de propulsion. Elle permet d'évaluer graphiquement l'évolution de l'IIA en fonction de la pente. Le pourcentage d'évolution de l'IIA selon le niveau de pente est présenté tableau 16. La propulsion sur sol plat étant représentée par la courbe noire, et les différents niveaux de pente par les courbes en couleurs. La propulsion sur sol plat est majoritairement à risque moyen ($64,5 \pm 25,8$ %) tandis qu'en pente le niveau d'inconfort partagé entre moyen et important ($44,8 \pm 22,1$ % moyen et $49,7 \pm 20,6$ % important pour la pente de $4,8^\circ$). La propulsion sur pente augmente significativement l'Indice d'Inconfort Articulaire Global lors de la phase de poussée (18 à 20 %) par rapport à la propulsion sur sol plat ($p < 0,001$). En séparant le paramètre cinématique du paramètre cinétique, on note sur le plan cinétique une modification significative de l'IIAg cinétique (22 à 25 %, $p = 0,06$ à $0,3$) et pas de modification sur le de l'IIAg cinématique ($p = 0,001$ à $p = 0,003$). Seul le coefficient de corrélation de l'IIAg cinématique est non significatif ($r < 0,75$).

Entre les différents niveaux de pente, aucun changement significatif de l'IIAg n'apparaît ($p = 0,3$ à $0,8$). L'IIAg cinématique et cinétique étant non significative sauf sur le plan cinétique entre le plus faible niveau de pente ($2,7^\circ$) et le plus haut ($4,8^\circ$) ($p = 0,01$).

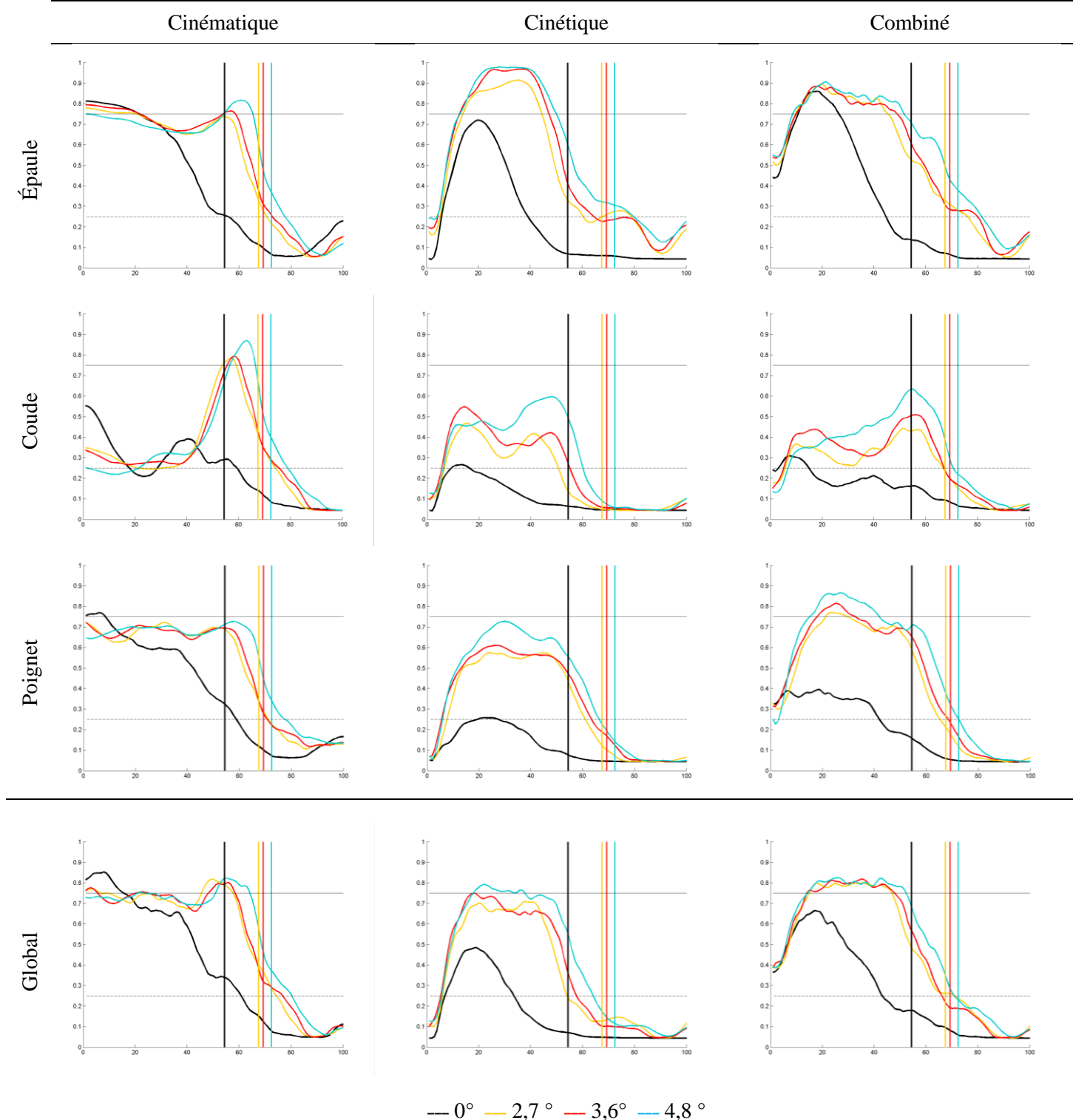


Figure 40: Représentation graphique de l'Indice d'Inconfort Articulaire global et focal de la propulsion sur différents niveaux de pente au cours du cycle de propulsion. La délimitation entre la phase de poussée et de retour pour chaque niveau de pente est représentée par une ligne verticale de même couleur que l'IAD. Les seuils d'inconfort moyen (0,25) et important (0,75) sont représentés par des lignes horizontales

II.2.3. Indice d'Inconfort Articulaire focal

II.2.3.1. Membre supérieur

D'un point de vue articulaire, L'IIAf augmente de 14 à 36 % lors de la propulsion sur pente par rapport au plat et ce pour chaque articulation ($p=0,0001$ à $0,04$). Le coefficient de corrélation est significatif pour l'épaule uniquement ($r>0,9$).

L'IIAf au niveau du coude et du poignet augmente de manière significative entre $2,7^\circ$ et $4,8^\circ$ (12 %) ($p=0,04$ et $p=0,08$). Seul le coude a une RMSE significative entre ces deux niveaux de pente avec une augmentation de l'inconfort de 12 %. Le coefficient est significatif pour le poignet et l'épaule entre les niveaux de pente ($r>0,94$).

II.2.3.2. Épaule

L'IIAf cinématique et cinétique augmente significativement pour les trois degrés de liberté entre la propulsion sur sol plat et les différents niveaux de pente (14 à 36 % $p=0,0001$ à $0,04$). La RMSE est significative qu'entre la propulsion sur sol plat et la pente de $4,8^\circ$ pour la flexion-extension et la rotation interne-externe. Pas de modification de l'IIAf cinématique de l'épaule ($p=0,06$ à $0,3$). On observe une corrélation significative pour les 3 ddl et l'IIAf cinématique de l'épaule ($r>0,9$).

Entre les niveaux de pente, aucune modification significative de l'IIAf cinématique n'apparaît ($p>0,5$) alors que l'IIAf cinétique est significative entre $2,7^\circ$ et $4,8^\circ$ ($p=0,03$). Le coefficient de corrélation de chaque ddl est significatif. Celui de l'IIAf cinématique est non significatif sauf entre $2,7^\circ$ et $3,6^\circ$.

II.2.3.3. Coude

L'IIAf cinématique et cinétique est significatif entre la propulsion sur sol plat et les différents niveaux de pente ($p< 0,002$ pour la cinématique et $p=0,0001$ à $0,04$ pour la cinétique). Le coefficient de l'IIAf cinématique est non significatif tandis que celui de l'IIAf cinétique l'est. L'IIAf cinématique est modifié également entre la pente de $3,6^\circ$ et celle de $4,8^\circ$ ($p=0,04$). L'IIAf cinétique entre $2,7^\circ$ et $4,8^\circ$. ($0,04$) Le coefficient de L'IIAf cinétique est significatif ($r>0,9$).

II.2.3.4. Poignet

Pas de changement significatif pour L'IIAf cinématique entre la propulsion sur plat et les pentes ($p>0,5$) bien qu'il varie significativement pour la déviation radio-ulnaire ($p< 0,02$). L'IIAf cinétique est significatif

pour chaque ddl ($p=0,0001$ à $0,01$). La RMSE de la cinématique ainsi que de la déviation radio-ulnaire est non significative n'indiquant pas de changement de niveau d'inconfort. La RMSE de l'IIAf cinétique et des 2 ddls est significative. L'IIAf cinétique augmente donc de 27 à 35 %. On observe une corrélation significative pour les 2 ddls pour l'IIAf cinématique et cinétique ($r>0,92$).

Entre les niveaux de pente, nous n'observons pas de changements significatifs de L'IIAf cinématique et cinétique. Bien que l'IIAf cinétique des 2 ddl soit significatif entre $2,7^\circ$ et $4,8^\circ$. La RMSE de l'IIAf cinématique ainsi que le coefficient de corrélation de l'IIAf cinématique du poignet est non significative. Le coefficient des 2 ddl est significatif.

II.2.4. Phase de Retour

Lors de la phase de retour, on observe un coefficient de corrélation de l'Indice d'Inconfort Articulaire global ainsi que de l'IIAg cinématique et cinétique globale significatif ($r>0,77$). Au niveau de chaque articulation le coefficient de L'IIAf du coude et du poignet sont significatifs pour toutes les conditions ($r>0,82$) alors que pour l'épaule uniquement entre les différents niveaux de pente ($r<0,75$ entre le plat et les différentes pentes et $r>0,97$ entre les pentes) Au niveau de la RMSE, aucune différence significative n'est observée pour l'IIAg ainsi que pour l'IIAg cinématique et la cinétique quel que soit les conditions. Au niveau articulaire, seule la RMSE de l'épaule est significative entre le plat et les deux plus hauts degrés de pente (+11 % d'inconfort à $3,6^\circ$ et +15 % à $4,8^\circ$).

Le coefficient de corrélation de l'IIAf cinématique est significatif pour toutes les articulations et leur ddl ($r>0,83$). La RMSE n'est pas significative ne montrant pas de modification de l'inconfort. Le coefficient de corrélation des trois articulations est non significatif ($r<0,6$), alors que celui de chaque ddl l'est à l'exception de l'abduction-adduction de l'épaule et de la rotation interne-externe. La RMSE est significative uniquement pour l'épaule avec une augmentation de l'inconfort de 14 à 30 % selon le ddl.

Entre les niveaux de pente, la RMSE n'est pas significative. Et le coefficient de corrélation est significatif ($r>0,83$)

Phase poussée	Cinématique						Cinétique						Combiné					
	a	b	c	d	e	f	a	b	c	d	e	f	a	b	c	d	e	f
Flexion-extension	13	14	18	2	6	4	22	28	30	6	8	4						
Abd-adduction	2	3	2	2	1	1	13	14	17	2	5	4						
Rot int-externe	12	14	14	2	2	1	12	14	15	4	6	4	14	16	19	3	5	3
Epaule	8	10	13	3	5	4	20	26	28	6	8	4						
Flexion-extension	11	11	15	2	5	3	6	9	14	3	8	6						
prono-supination	4	4	5	3	3	2	12	14	18	5	8	8	16	19	26	6	12	10
Coude	16	17	21	2	6	5	14	20	26	6	14	11						
Flexion-extension	3	3	4	2	2	2	26	32	39	7	14	9						
Dev radio-ulnaire	11	12	13	2	4	2	8	10	12	3	5	4	29	32	36	5	9	5
Poignet	8	8	8	2	4	3	27	30	35	5	9	7						
Global	9	9	10	3	3	3	22	25	29	5	8	5	18	19	20	3	4	3
Phase retour																		
Flexion-extension	4	4	7	1	3	3	22	28	30	6	8	4						
Abd-adduction	5	5	7	1	2	2	13	14	17	2	5	4	10	11	15	2	4	4
Rot int-externe	4	4	5	1	2	1	8	9	12	3	5	2						
Epaule	5	5	7	1	2	2	14	14	17	3	4	4						
Flexion-extension	4	4	5	0	2	1	5	5	5	1	0	1						
prono-supination	3	3	4	0	1	1	7	7	8	1	1	1	2	2	3	1	1	1
Coude	5	5	6	1	2	2	3	2	3	1	0	1						
Flexion-extension	4	4	5	1	2	1	2	1	2	1	1	1						
Dev radio-ulnaire	5	5	6	2	2	2	3	3	3	0	1	1	2	2	2	1	1	1
Poignet	4	5	6	1	2	2	1	0	0	1	0	0						
Global	5	6	7	1	2	2	6	3	4	3	2	2	7	4	6	3	2	2

Tableau 16: Pourcentage d'évolution de l'Indice d'Inconfort Articulaires des phases de poussée et de retour en fonction de la pente (%)

a : 0° versus 2,7°, **b** : 0° versus 3,6°, **c** : 0° versus 4,8°, **d** : 2,7° versus 3,6°, **e** : 2,7° versus 4,8° et **f** : 3,6° versus 4,8°
Les résultats significatifs (>11%) étant représentés en gras et surlignés en gris

II.2.5. Résultats cinématique & cinétique de la propulsion

Les figures 42 et 43 représentent l'évolution de la cinématique et de la dynamique lors d'un cycle de propulsion selon différents niveaux de pente. Ces représentations graphiques permettent de mettre en évidence les différences entre la propulsion sur sol plat et la propulsion en pente. En effet, les résultats du coefficient montrent une forte corrélation pour l'ensemble des degrés de liberté, et ce pour toutes les conditions ($r > 0,9$). Seule l'abduction adduction de l'épaule est non significative entre la propulsion sur sol plat et les différents niveaux de pente ($r < 0,3$). On observe une faible variation significative de la RMSE pour la cinématique. Seule la RMSE de la flexion-extension du coude et du poignet entre la propulsion sur sol plat et les différents niveaux de pente varie significativement de plus de 5° . Ce seuil de significativité ayant précédemment été défini comme la limite de significativité liée à la variabilité intrasujet. Cette significativité s'observe pour la flexion-extension de l'épaule uniquement entre le plat et le plus haut degré de pente ($+5,3^\circ$). Pour la dynamique on observe une forte corrélation entre les degrés de liberté uniquement entre les niveaux de pente ($r > 0,9$). Les variables lors de la propulsion sur plat versus les pentes n'étant pas corrélées entre elles à l'exception des efforts en flexion-extension du coude pour les trois niveaux de pente, de l'épaule pour le plat versus $3,6^\circ$ et pour le poignet pour le plat versus $2,7^\circ$.

En phase de retour, le coefficient de corrélation de la cinématique est significatif au sein des trois articulations, et ce entre chaque condition. Pour la cinétique, seul le poignet n'est pas significatif.

II.2.6. Cinématique du Tronc

Faible coefficient de corrélation pour toutes les conditions durant les deux phases du cycle ($r < 0,47$) et RMSE significative (entre 16 et 27° en phase de poussée et entre 11 et 19° en phase de retour) (figure 41).

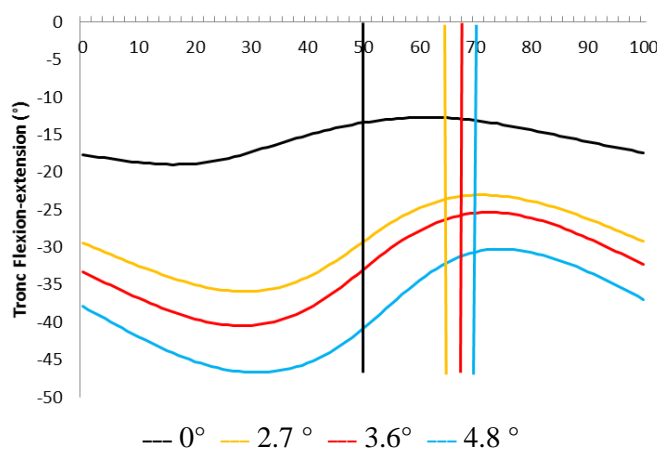


Figure 41: Cinématique du tronc au cours du cycle de propulsion

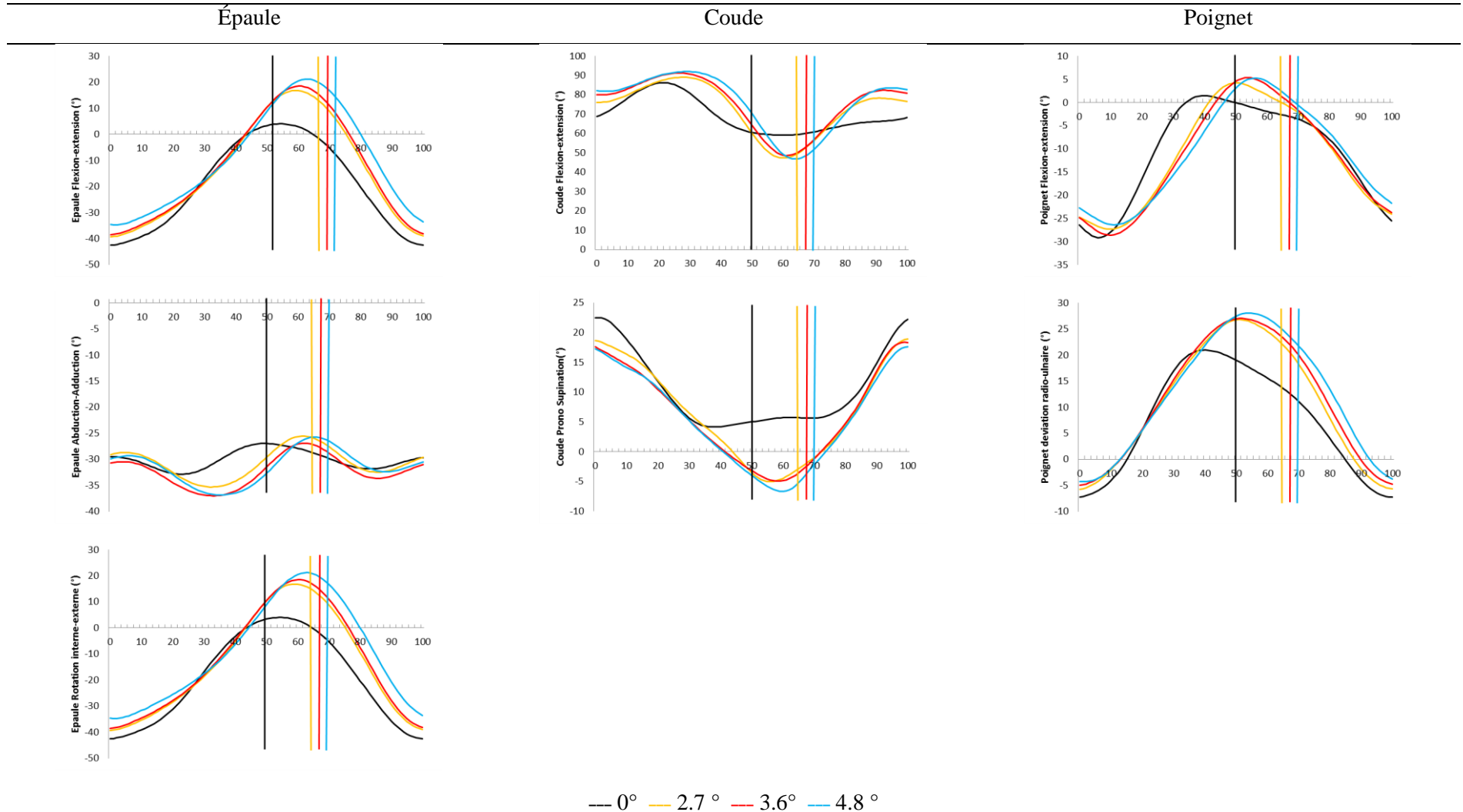


Figure 42 : Cinématique des membres supérieurs au cours du cycle de propulsion
La délimitation entre la phase de poussée et de retour pour chaque niveau de pente est représentée par une ligne verticale de même couleur que chaque niveau de pente.

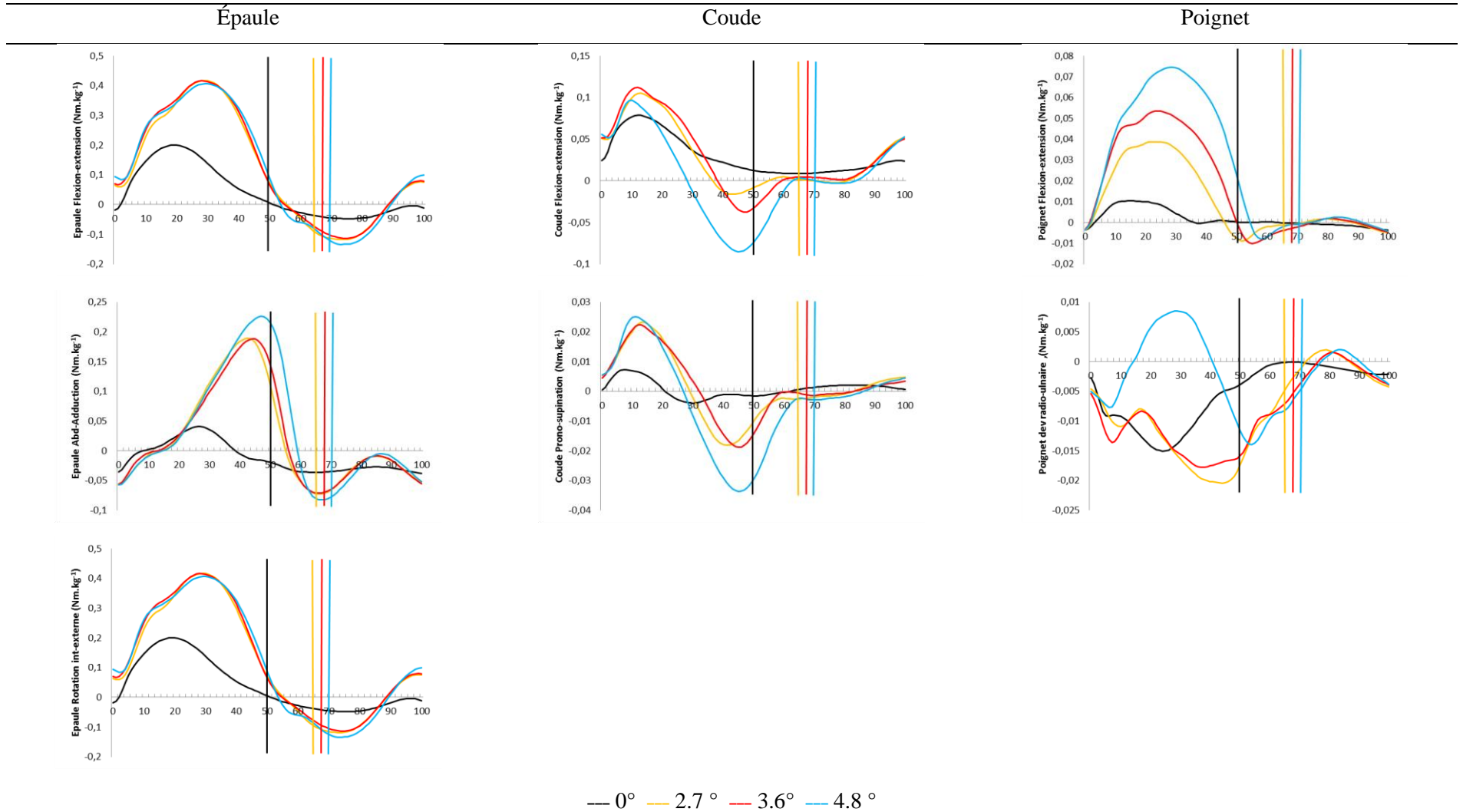


Figure 43 : Cinétique des membres supérieurs au cours du cycle de propulsion
 La délimitation entre la phase de poussée et de retour pour chaque niveau de pente est représentée par une ligne verticale de même couleur que chaque niveau de pente.

II.3. Discussion

Cette étude a pour objectif de caractériser et de quantifier le niveau d'inconfort articulaire lors de la propulsion sur différents niveaux de pente. Nous formulons les hypothèses que d'un point de vue global, l'Indice d'Inconfort Articulaire augmente avec le niveau de pente et que d'un point de vue focal, l'augmentation de cet indice serait due à la fois à une augmentation du risque cinématique et du risque cinétique. Par ailleurs, nous pensons que l'inconfort articulaire de l'épaule et du poignet seraient principalement responsable de cette augmentation.

Concernant l'hypothèse que le niveau d'inconfort articulaire augmente avec la pente, les résultats soulignent que l'Indice d'Inconfort Articulaire global (IIAG) augmente de 18 à 20 % lors de la propulsion en pente par rapport au sol plat. L'IIAG sur sol plat étant majoritairement à risque moyen ($64,5 \pm 25,8$ %) tandis qu'en pente le risque passe de moyen à moyen/important ($44,8 \pm 22,1$ % moyen et $49,7 \pm 20,6$ % important pour la pente de $4,8^\circ$). Par contre ce niveau d'inconfort articulaire reste inchangé, quel que soit le niveau de pente. Ces résultats sont cohérents avec les études précédentes sur la cinématique et cinétique de la propulsion du FRM en pente. En effet, plusieurs auteurs indiquent que les douleurs du membre supérieur apparaissent durant plusieurs activités de la vie quotidienne (AVQ), mais qu'elles sont beaucoup plus intenses durant certaines activités telles que la propulsion en pente et les transferts [Curtis et al. 1995; Curtis et al. 1999; McCasland et al. 2006]. Curtis et al (1995) ont étudié 64 paraplégiques et ont reporté les plus importantes douleurs d'épaule durant des AVQ nécessitant des amplitudes extrêmes de l'épaule ou un niveau de force du MS important. Ces auteurs indiquent que la propulsion en pente était une des activités les plus douloureuses. Ces résultats étant d'autant plus importants pour des tétraplégiques [Curtis et al. 1995].

Concernant l'hypothèse que l'augmentation du niveau de l'inconfort articulaire cinématique et cinétique est principalement associé aux articulations de l'épaule et du poignet, nos résultats soulignent que l'Indice d'Inconfort Articulaire focal (IIAf) de chaque articulation augmente avec la pente par rapport à la propulsion sur sol plat. Celui du poignet étant le plus important (29 à 36 %) suivi du coude (16 à 26 %) et de l'épaule (14 à 19 %). L'IIAf reste similaire entre les différents niveaux de pente. Cette augmentation s'explique principalement par une augmentation de l'IIAf sur le plan cinétique lors de la phase de poussée de 22 à 29 % entre le plat et les pentes. En effet, lors de la propulsion en pente, et ce dès le plus faible niveau de pente ($2,7^\circ$), l'utilisateur de FRM doit fournir plus d'efforts pour déplacer son fauteuil. Ces efforts sont développés de manière identique et au même moment, quelle que soit la pente. Alors que d'un point de vue cinématique, l'IIAf augmente sans toutefois être significatif. Le niveau de l'IIAf cinématique du poignet est le plus important suivi de l'épaule et du coude. Ces niveaux d'inconforts importants associés à une répétition de la

tâche peuvent expliquer les hauts niveaux de prévalence de TMS notamment au niveau du poignet et de l'épaule.

Concernant l'IIAf cinétique, les résultats sont cohérents avec les données issues de la littérature. Van Drongelen et al 2005, avaient notamment mis en évidence que la propulsion en pente multipliait par deux le pic de moment net de l'épaule et du coude par rapport à la propulsion sur sol plat. ($7,2 \pm 2,4$ Nm vs $14,6 \pm 3,8$ Nm pour l'épaule et $3,0 \pm 2,3$ vs $5,7 \pm 2,1$ Nm pour le coude). Les efforts développés lors de la propulsion en pente sont importants dès le plus faible niveau de pente et varient très peu ensuite. Tandis que d'un point de vue cinématique, des changements s'effectuent au sein de chaque articulation en modifiant le niveau de l'inconfort articulaire. Bien que les utilisateurs modifient ainsi leur posture, cela n'engendre pas d'augmentation significative du niveau de l'inconfort articulaire du poignet et de l'épaule. Au niveau du coude, la modification du niveau d'inconfort articulaire cinématique est principalement due à l'IIAf cinématique en flexion extension. Ces résultats s'expliquent notamment par la technique ou style de propulsion, l'inclinaison du tronc et l'angle de poussée. Concernant le style de propulsion, nos résultats soulignent que les utilisateurs usant sur sol plat des styles « simple boucle » et « double boucle » changeaient pour un style majoritairement « arc » avec la pente avec une posture du tronc incliné vers l'avant. Ces résultats sont cohérents avec de précédentes études. Qi et al (2013) montrent que le style de propulsion se modifie avec la pente et tend vers un style « arc ». L'inclinaison du tronc s'explique par la nécessité de conserver le centre de masse à l'intérieur de la base de sustentation définie à partir des quatre roues au sol. Dans le cadre de notre étude, le fauteuil utilisé était de type dynamique. L'aspect dynamique du FRM correspond à la facilité de le basculer sur les roues arrières afin de franchir des obstacles. Ce caractère « instable » pousse ses utilisateurs à adapter leur posture pour éviter cette bascule. Par conséquent, il est cohérent que nos résultats soulignent une inclinaison du tronc vers l'avant lorsque la pente augmente afin de prévenir le basculement vers l'arrière du FRM. La diminution de la durée de la phase de retour s'explique par la nécessité de minimiser la décélération du FRM, décélération qui augmente lorsque la pente augmente également. En effet, dans le cas de la propulsion synchrone, où les deux mains exercent un effort sur les mains courantes en même temps et durant un temps similaire, aucune action mécanique n'est exercée sur les mains courantes pour propulser le FRM lors de la phase retour. Par conséquent le système homme-FRM est soumis, durant la phase de retour, uniquement à des forces qui freinent sa progression. Nos résultats montrent que lorsque la pente augmente, l'utilisateur réduit la durée de la phase de retour afin de réduire le déplacement du fauteuil roulant vers l'arrière du tapis roulant.

La flexion du tronc est plus importante avec la pente et s'associe à une modification des angles de saisie de la main courante initiale et finale (angle initial et angle final). Ces angles sont légèrement décalés vers l'avant de la main courante (par rapport au vertex de la roue) et nous notons également une diminution en

de l'angle de poussée. L'ensemble de ces paramètres reste stable avec l'augmentation de la pente. Le décalage vers l'avant de l'angle de poussée est en accord avec les résultats précédents de Chow et al (2009). Ces auteurs ont reporté une augmentation de la flexion du tronc lors de la propulsion en pente pouvant expliquer la migration vers l'avant de la main sur la main courante [Chow et al. 2009]. La réduction de l'angle de poussée peut représenter une stratégie pour minimiser la fatigue du MS et l'exposition au risque de TMS en s'accommodant au niveau de force élevée requise par la propulsion en pente [Gagnon 2014].

Le style de propulsion est également affecté par l'augmentation de la pente. Les résultats de notre étude montrent que les participants ont tendance à modifier leur style de propulsion pour un style « arc » lors de l'augmentation de la pente. Or, Qi et al (2013) ont mis en évidence que ce style où les mains restent proches de la main courante, est associé à une phase de retour plus courte [Qi et al. 2013]. Nous retrouvons des résultats similaires dans notre étude avec une diminution d'approximativement 70 % de la durée du cycle en fonction de la pente (1,01s sur le plat à 0,58s pour la pente de 4,8°), mais aussi de la phase de retour tandis que la phase de poussée reste similaire, lorsque la pente augmente progressivement de 0° à 4,8°. Ces résultats restent similaires à ceux trouvés dans la littérature [van der Woude, Veeger, & Rozendal 1989]. Nous expliquons ces modifications comme traduisant une stratégie d'adaptation à la décélération du FRM lorsqu'il y a une absence de force propulsive. L'utilisateur doit minimiser le temps où le fauteuil est freiné dans sa progression et dans notre cas son recul sur le tapis roulant et par conséquent réduire le temps où il y a une absence de transmission de force propulsive par les mains sur les mains courantes.

Bien que la phase de retour diminue, le niveau d'inconfort articulaire global reste inchangé et les valeurs restent inférieures à 25 %. Il est cependant important de prendre en considération le cycle dans son ensemble. L'augmentation de la phase de poussée par rapport à la phase de retour accentue le temps passé dans des niveaux d'inconfort articulaire important tout en diminuant les temps dits de « récupération » où ces derniers sont faibles. L'absence de récupération étant un facteur pouvant favoriser la survenue de TMS. De même, l'augmentation de la fréquence de propulsion est aussi un facteur à prendre en considération, de précédentes études ayant mis en relation que l'augmentation de la fréquence de propulsion et l'apparition de TMS et de douleurs du MS [Consortium for Spinal Cord Medicine 2005].

Sur le plan cinétique, on observe également une légère hausse de 14 % du niveau l'IIAf cinétique pour l'épaule. Cette augmentation est principalement causée par l'augmentation de l'IIAf de l'épaule sur le dII de flexion-extension. Nous pensons que cette hausse serait liée à la vitesse de déplacement segmentaire du bras. En effet la diminution de la durée de la phase de retour entraîne une augmentation de la vitesse de déplacement du membre supérieur s'associant à une probable augmentation de l'activité des muscles

sollicités [Qi et al 2012]. En effet, dans cette étude Qi et al ont montré que les muscles principalement actifs lors de la phase de récupération voyaient leur activité augmentée significativement avec la vitesse de propulsion.

La quantification de l'IIA lors de la propulsion sur différents niveaux de pente a également permis de mettre en avant des résultats significatifs entre la propulsion sur sol plat et la propulsion en pente et parfois entre le plus faible niveau de pente (2,7°) et le plus important (4,8°). Ces résultats mettent en évidence deux paliers de changement de niveau d'inconfort, le premier apparaissant dès l'augmentation de la pente, et le second lorsque la pente devient beaucoup plus importante.

Limites de l'étude :

Cette étude présente quelques limitations. Tout d'abord, il existe une grande variabilité intersujet sur certains paramètres cinématiques s'expliquant notamment au style de propulsion. Cependant, et bien que la variabilité soit importante, l'évolution du niveau de risque reste semblable d'un sujet à l'autre. Le faible nombre de sujets ne permet pas d'évaluer l'impact de chaque style de propulsion, il pourrait être pertinent de réaliser de nouveau cette étude à plus grande échelle. Pour cela l'analyse des données issues d'une étude portant sur la propulsion sur ergomètre à rouleaux lors de l'augmentation des résistances à l'avancement sur une population de 62 paraplégiques, nous permettra d'explorer certain ou la totalité des 4 styles de propulsion.

Il a été également choisi que tous les participants soient testés avec leur propre FRM. Les paramètres optimaux de positionnement et de configuration du FRM peuvent être variés selon les participants. Enfin quelques-uns des participants ont mentionné que la fatigue cardiorespiratoire était une limitation dans la réalisation complète des tâches expérimentales. Par conséquent, il serait utile d'étudier les demandes physiologiques afin de mieux définir les exigences pour la propulsion en pente sur un tapis roulant.

II.4. Conclusion

En conclusion, la pente augmente l'inconfort articulaire (changement de style, diminution de la phase de récupération, augmentation des efforts...). L'ensemble des résultats que nous avons obtenus est cohérent et conforte certaines études déjà existantes. De manière plus particulière, nous observons qu'une augmentation

de l'inconfort articulaire lors de la propulsion en pente avec une augmentation de l'inconfort au niveau des trois articulations, et ce, à cause d'une augmentation des efforts mécaniques.

Ces résultats suggèrent que l'utilisation de l'Indice d'Inconfort Articulaire permet de quantifier le niveau d'inconfort de la propulsion sur les aspects cinématiques, cinétiques et combinés des trois articulations du membre supérieur. La quantification de ce niveau d'inconfort permet de mettre en évidence les situations à risque les plus importantes et d'identifier les paramètres responsables de cet inconfort. La cotation du niveau de risque a permis notamment de conforter les recommandations du guide d'accessibilité en termes de hauteur de pente.

III. Impact de la position du tronc lors d'un transfert sur l'Indice d'Inconfort Articulaire

Comme indiqué dans la partie I, les tâches de transfert se classent, parmi les activités liées à l'usage du fauteuil roulant, comme étant les plus pénibles et exigeantes sur le plan musculo-squelettique. Comme dans de nombreuses habiletés motrices, il existe différentes techniques. Dans le cas du transfert, elles sont dues au positionnement du fauteuil vis-à-vis de la cible. Aussi, nous retrouvons quatre types de transfert : le transfert frontal, par pivot, latéral ou dorsal. Mais parmi ces différents transferts, le transfert par pivot (SPT) est le plus utilisé [Ellis 2006]. En effet, ces auteurs, mais aussi d'autres, ont quantifié le nombre de transferts par jour et ils indiquent entre 14 et 18 transferts/jour [Pentland & Twomey 1994; Finley et al. 2005].

Ce nombre important de transferts réalisés par jour en plus des autres activités, ainsi que le franchissement d'obstacles, les pentes... induisent des actions mécaniques excessives sur les articulations du poignet, du coude et de l'épaule contribuant probablement à la création ou au maintien de TMS-MS avec le temps. Avec une prévalence de 30 %–60 % pour l'épaule, 5 %–16 % pour le coude et 40 %–66 % pour le poignet, ces valeurs importantes supportent cette hypothèse [Louis 2010]. Une fois les TMS installés, les compensations gestuelles, qui correspondent à des stratégies d'évitement de la douleur. Ces TMS peuvent impacter l'habileté motrice à effectuer des transferts et finalement limiter l'autonomie de la personne [Gagnon, A. Koontz, et al. 2009]. Limiter leur apparition est donc un enjeu important pour l'utilisateur de FRM. Pour cela il est nécessaire d'identifier, parmi les différents transferts, les plus sollicitant pour les membres supérieurs.

Dans une étude portant sur la synchronisation et les caractéristiques des phases des muscles des épaules et des coudes, Allison et al. (1995) ont examiné l'activité bilatérale du triceps et grand dorsal pendant le transfert latéral de 13 blessés médullaires. Les auteurs ont montré qu'en fonction des mouvements du tronc utilisés, le pic d'activité musculaire pendant la phase dynamique de transfert diffère. Plus précisément, les utilisateurs qui se transfèrent à l'aide d'une stratégie de rotation avaient une plus grande coordination musculaire que ceux qui utilisent le transfert latéral. Ces résultats suggèrent que les stratégies de mouvements du tronc pourraient avoir un impact biomécanique sur les MS lors des transferts. Plus récemment, Kontz et al (2011) ont évalué l'impact de trois techniques différentes de transfert sur les paramètres cinétiques de l'épaule de 14 sujets sains. Les résultats ont montré une diminution des forces verticales lorsque le transfert est réalisé avec une flexion du tronc plus par rapport à une stratégie verticale qui peut aider à préserver la fonction des MS au fil du temps [Koontz et al. 2011]. Desroches et al. (2013) ont montré que les blessés médullaires sans contrôle moteur volontaire du tronc sur le bassin augmentent leur flexion du tronc lors de l'exécution des transferts par rapport aux personnes ayant un contrôle moteur volontaire sans pour autant augmenter les efforts mécaniques au niveau de l'épaule. Les auteurs suggèrent que l'augmentation de la flexion du tronc soit une compensation possible pour l'absence de muscles

abdominaux, contribuant à augmenter la rigidité de la colonne vertébrale et l'optimisation de la capacité de génération de force musculaire thoracohumeral en contractant la chaîne posturale postérieure [Desroches et al. 2013]. Ainsi la flexion du tronc lors des transferts peut affecter la biomécanique du MS [Gagnon et al. 2012].

Objectif principal de l'étude

Cette deuxième étude a pour objectif principal de caractériser l'Indice d'Inconfort Articulaire de TMS-MS lié à l'utilisation du FRM lors d'un transfert selon différentes stratégies de tronc. Nous émettons l'hypothèse que le niveau d'inconfort augmente lors d'un transfert avec une stratégie verticale. L'objectif secondaire vise à identifier de façon plus focale la similarité de l'Indice d'Inconfort Articulaire de TMS-MS pour chaque articulation. Nous émettons l'hypothèse que le niveau d'inconfort augmente principalement au niveau de l'épaule leader lors d'un transfert en stratégie verticale.

III.1. Méthode

III.1.1. Population

La population expérimentale compte 37 sujets (*Tableau 17*, 3 femme et 34 hommes). La moyenne d'âge est respectivement de $39,8 \pm 10,8$ ans, le poids moyen est de $78,7 \pm 16$ kg la taille moyenne correspond à $1,79 \pm 0,1$ m..

	Sexe	Âge (ans)	Taille (m)	Poids (kg)	Niveau lésion
1	M	47,1	1,83	105,39	L1
2	M	22,3	1,83	57,50	T8
3	M	52,5	1,80	86,70	L4
4	F	38,6	1,65	63,50	T12
5	M	57,9	1,70	64,60	T5
6	M	58,3	1,88	98,90	T10
7	M	48,3	1,78	89,70	L2
8	M	42,8	1,84	86,00	T7
9	M	34,4	1,80	77,10	T6
10	M	42,7	1,70	96,60	L3
11	M	51,2	1,73	77,50	T12
12	M	54,2	1,80	106,30	T3
13	F	26,6	1,65	45,20	T11
14	M	45,0	1,73	76,88	T10
15	M	50,5	1,79	78,47	T7
16	M	36,8	1,52	85,6	T6
17	M	31,9	1,93	71,8	T12
18	M	31,4	1,75	66,7	T8
19	M	56,7	1,75	75,7	T10
20	M	53,0	1,75	93,0	T10
21	M	30,8	1,91	93,5	T10
22	M	56,2	1,70	90,7	T11
23	M	27,0	1,9	67,7	T12
24	M	60,4	1,7	90,7	T5
25	M	54,2	1,8	53,5	T6
26	M	37,7	0,0	0,0	T7
27	M	55,6	1,9	85,0	T12
28	M	38,3	1,8	73,9	C6
29	M	35,0	1,8	72,7	T10
30	M	53,7	1,78	126,60	T10
31	M	33,5	1,8	78,7	T12
32	M	40,0	1,8	75,3	C6
33	M	42,7	1,7	65,1	C4
34	M	47,8	1,7	81,5	T7
35	M	37,8	1,8	97,4	T9
36	M	41,4	1,8	57,7	T6
37	F	28,4	1,7	45,2	L1
mean	34 M	43,6	1,76	76,4	
SD	3 F	16,2	0,67	34,0	

Tableau 17: caractéristiques de la population expérimentale 1

III.1.1.1. Critères inclusion / exclusion

Afin de participer à l'étude, les sujets devaient :

- Avoir une lésion complète ou incomplète de la moelle épinière (ASIA A, B ou C) de plus de 3 mois
- Utiliser un FRM de manière quotidienne (plus de 4h/jours) et ce de façon autonome (savoir propulsion en pente).
- Ne pas présenter d'historique de douleurs articulaires des membres supérieurs ou d'escarre depuis un an.
- Ne pas présenter de trouble des fonctions cognitives ou de condition cardiovasculaire/vasculaire.

III.1.2. Procédure expérimentale

Il a été demandé aux participants d'effectuer des transferts en utilisant trois techniques différentes : une posture naturelle (NAT ; la figure 44 [b]), exagération de l'inclinaison du tronc vers l'avant (FLEX. Figure 44 [a]) et un tronc le plus vertical possible (UP. Figure 44 [c]). La condition NAT était toujours réalisée en première et a servi de base pour exécuter les deux autres techniques de transfert qui ont ensuite été randomisées. Les conditions FLEX et UP ont été expliquées et montrées par un kinésithérapeute en premier lieu, puis les participants ont réalisé deux essais avec des feed-back verbaux donnés par le kinésithérapeute. Pour chacune de ces trois techniques, deux essais ont été enregistrés, avec le membre supérieur droit toujours jouant le rôle de leader.

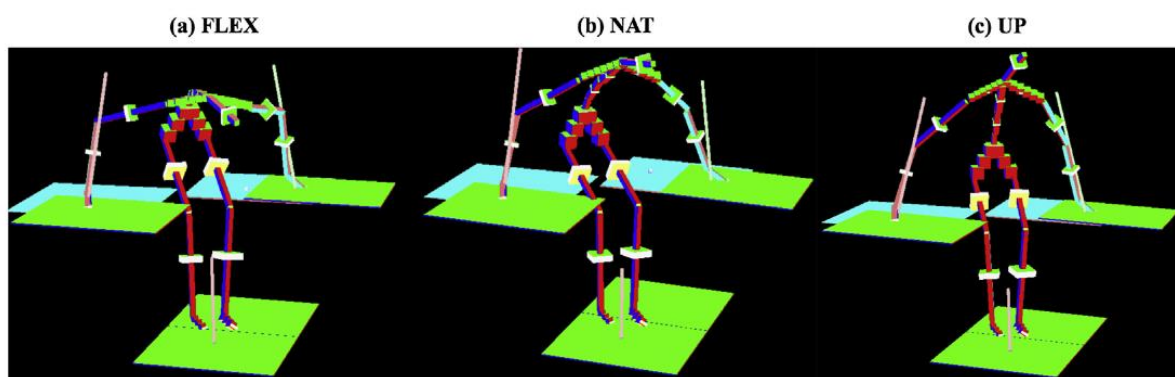


Figure 44 : Représentation schématique des trois stratégies étudiées « a) FLEX : condition tronc fléchi (b) NAT : condition naturelle et (c) UP : stratégie verticale

III.1.3. Outils de mesure

III.1.3.1. Outils spécifiques et paramètres biomécaniques mesurés

Le système instrumenté d'évaluation de transfert a été utilisé pour mesurer les forces de réaction au niveau des pieds, des fesses (initiales et siège cible) et des mains (leader et suiveur) pendant les transferts [Gagnon, Nadeau, Desjardins, et al. 2008]. Les deux chaises instrumentées ont été placées à 90° l'une de l'autre, ainsi qu'à la même hauteur que le fauteuil roulant du participant. Cette dernière étant mesurée entre le sol et le bord avant du siège du fauteuil roulant, y compris le coussin anti-escarre (hauteur moyenne = $0,42 \pm 0,02$ m). La totalité des forces appliquées sur ces surfaces ont été enregistrées en continues, amplifiées et stockées à une fréquence de 600 Hz durant le transfert.

Les paramètres cinématiques ont été enregistrés grâce à un système de capture de mouvement comprenant six caméras synchronisées (quatre caméras de l'appareil photo Optotrak [Modèle 3020] et deux caméras Optotrak Certus ; NDI technologie Inc., Waterloo, Ontario, Canada).

III.1.3.2. Analyse des données

Pour cette étude le transfert a été divisé en trois phases, le pré lift, le lift et le post lift. Pour chaque participant la moyenne des 2 essais de chaque condition a été utilisée pour l'analyse des données. Les variables utilisées pour l'analyse de données sont les variables cinématiques et cinétiques des membres supérieurs.

Sur les paramètres de distribution de l'indice, une analyse de variance (ANOVA de Friedman) a été utilisée pour déterminer s'il existe une différence entre les différentes conditions de transfert (naturel, tronc fléchi, stratégie verticale). Lorsque le test de Friedman était significatif, un test de Wilcoxon a été ensuite réalisé entre les conditions de pente. Le taux de significativité était fixé à 5 %.

Sur les paramètres de différenciation de l'indice, une analyse du coefficient de corrélation ainsi que de l'erreur quadratique moyenne (RMSE) a été réalisée afin de quantifier et caractériser son évolution. Un seuil de 10 % de modification était fixé pour la RMSE (établi en fonction des résultats significatifs du Wilcoxon) et de 0,75 pour le coefficient de corrélation.

III.2. Résultats

III.2.1. Indice d'Inconfort Articulaire global

Les Figures 45 et 46, montrent l'évolution de l'Indice d'Inconfort Articulaire global et focal au cours des trois transferts. Le transfert en condition naturelle étant représenté en noir, la condition tronc fléchi en jaune et la stratégie verticale en rouge. Le pourcentage d'évolution de l'IIA se trouve tableau 18. La modification de stratégie de tronc ne modifie pas l'IIAg de l'activité ($p=0,15$ à $1,0$) malgré une augmentation significative de l'IIAg cinématique de 10 à 12 % du membre leader lorsque la flexion du tronc est plus importante par rapport à une stratégie naturelle ($p< 0,03$). Ces résultats sont accentués par rapport à une posture droite où l'IIAg augmente jusqu'à 23 % durant la phase de portée pour le membre leader ($p=0,02$). Ces modifications s'expliquant par une augmentation de l'IIAg cinématique. L'ensemble des valeurs de l'IIA par articulation et par transfert sont visibles en Annexe 4 p 166

III.2.2. Indice d'Inconfort Articulaire focal

III.2.2.1. Épaule

D'un point de vue articulaire, la flexion du tronc ne modifie pas l'Indice d'Inconfort Articulaire focal au niveau de l'épaule du membre suiveur ($p>0,4$) contrairement à une posture plus droite qui augmente l'IIAf en flexion-extension durant la phase de portée ($p=0,01$) et la phase de décharge ($p=0,04$). Ces résultats se retrouvent au niveau des efforts mécaniques où le niveau d'inconfort vient à augmenter de 11 à 18 %. Au niveau du membre leader, pas de modification de l'IIAf cinématique ($p>0,7$), mais on retrouve une augmentation du niveau d'inconfort de l'épaule en décharge ($p>0,05$).

III.2.2.2. Coude

Le coude quant à lui est l'articulation montrant le plus d'augmentation d'inconfort (13 à 16 %) lors de changement de stratégie de transfert, et ce pour les deux membres. L'augmentation de la flexion du tronc ou la stratégie verticale impactent l'IIAf cinématique au cours du transfert ($p< 0,01$), sans impacter l'IIAf cinétique. La stratégie en flexion du tronc augmente le niveau d'inconfort de l'articulation durant les phases de charges et de décharges.

III.2.2.3. Poignet

Au niveau du poignet, les différentes stratégies de transfert par rapport à la stratégie naturelle ne modifient pas l'IIAf des 2 MS, qu'il soit cinématique ($p>0,3$) ou combiné ($p>0,2$). Au niveau des actions mécaniques, la stratégie verticale vient augmenter l'IIAf de la déviation ulno-radial durant la phase de charge de 11 %

augmentant ainsi l'IIAf cinétique de 13 % pour le membre leader. Tandis que pour le membre suiveur seule la stratégie verticale vient augmenter l'IIAf cinétique de la flexion extension de 10 % durant la phase de portée.

III.2.3. Pic de niveau de risque et temps d'apparition

Les stratégies de transfert ont une influence sur le niveau de risque maximal du transfert et le moment d'apparition de ce pic. Ces modifications sont notamment significatives au niveau de la cinématique du coude et principalement du niveau de risque en flexion extension tout au long du transfert.

	Cinématique			Cinétique			Combiné		
Pre Charge	a	b	c	a	b	c	a	b	c
Flexion-extension	3	1	2	7	4	9			
Abd-adduction	10	4	7	6	2	7			
Rot int-externe	2	1	3	6	3	6	5	4	5
Épaule	1	1	1	5	5	8			
Flexion-extension	8	3	5	9	4	5			
prono-supination	14	4	9	4	4	1	11	5	8
Coude	2	3	0	18	8	10			
Flexion-extension	5	2	7	6	3	3			
Dev radio-ulnaire	1	1	2	3	1	2	3	2	4
Poignet	3	2	1	2	4	4			
Global	3	4	5	6	6	6	7	4	6
Charge									
Flexion-extension	6	1	5	4	3	3			
Abd-adduction	8	4	5	6	2	7			
Rot int-externe	3	3	2	5	3	7	5	2	5
Épaule	5	1	6	4	2	4			
Flexion-extension	6	2	5	7	4	9			
prono-supination	14	3	11	6	6	2	8	4	6
Coude	10	3	7	6	6	11			
Flexion-extension	5	1	6	4	3	2			
Dev radio-ulnaire	3	2	3	4	3	3	6	3	5
Poignet	4	2	4	3	2	3			
Global	9	3	7	7	4	6	7	3	7
Post Charge									
Flexion-extension	1	1	2	13	4	11			
Abd-adduction	2	2	0	7	3	5			
Rot int-externe	1	2	1	6	7	5	8	2	7
Épaule	0	1	1	16	7	15			
Flexion-extension	8	2	6	5	2	4			
prono-supination	11	2	9	7	2	6	8	4	6
Coude	21	5	16	7	1	7			
Flexion-extension	2	2	3	5	3	6			
Dev radio-ulnaire	3	2	5	10	2	8	6	3	4
Poignet	1	1	2	10	2	9			
Global	18	5	13	7	3	8	6	3	6

Tableau 18: Pourcentage d'évolution de l'Indice d'Inconfort Articulaire lors des trois phases d'un transfert selon la stratégie de tronc utilisé (%)

a : stratégie naturelle versus tronc fléchi, *b* : stratégie naturelle versus stratégie verticale, *c* : tronc fléchi versus stratégie verticale. Les résultats significatifs (>10 %) étant représentés en gras et surlignés en gris

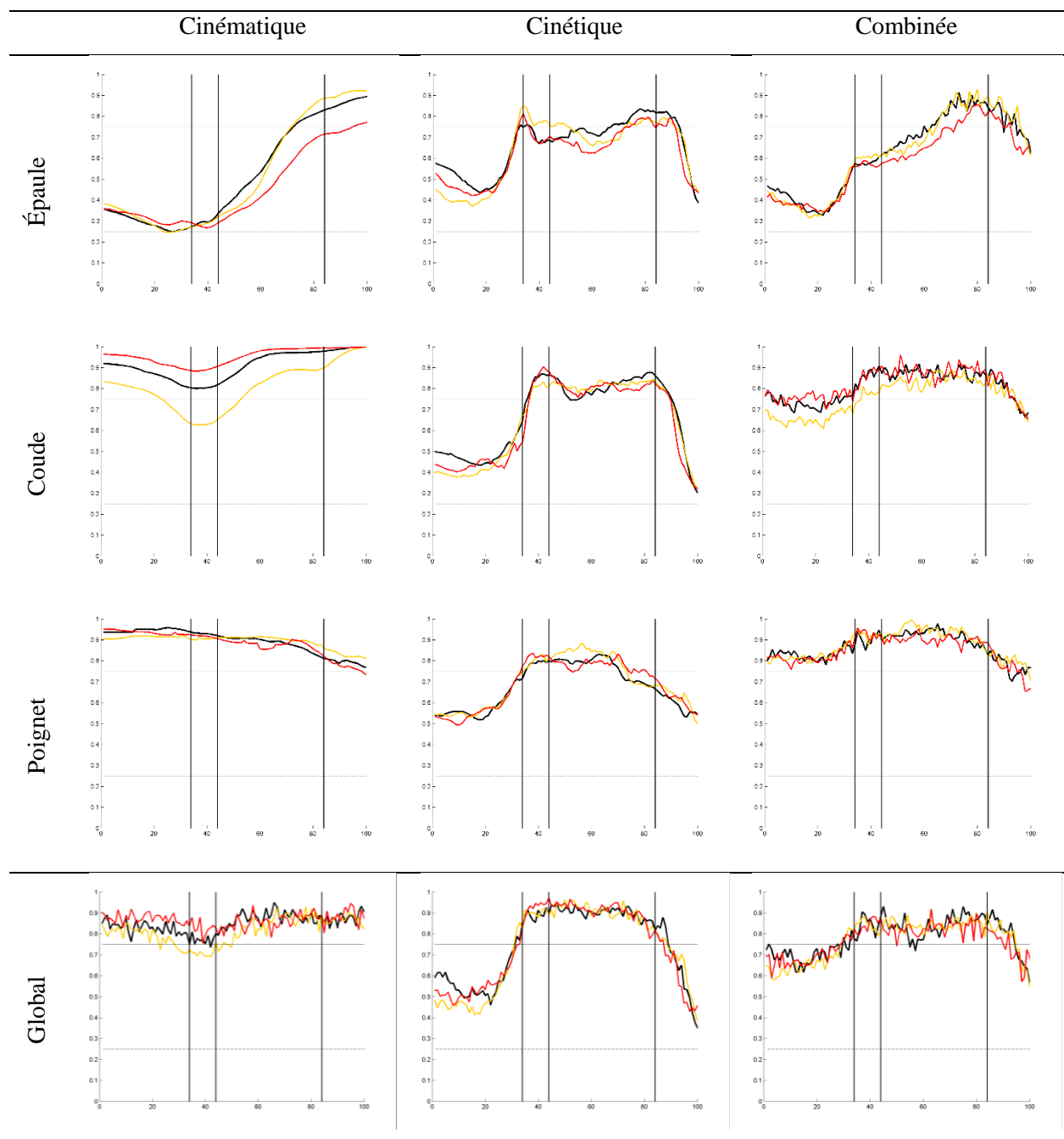


Figure 45: Indice d'inconfort global et focal du membre suiveur au cours du transfert selon les différentes stratégies de tronc.

La délimitation entre les trois phases du transfert est représentée par une ligne verticale. Les seuils d'inconfort moyen (0.25) et important (0.75) sont représentés par des lignes horizontales.

Noir : condition naturelle, orange : tronc fléchi et rouge : stratégie verticale

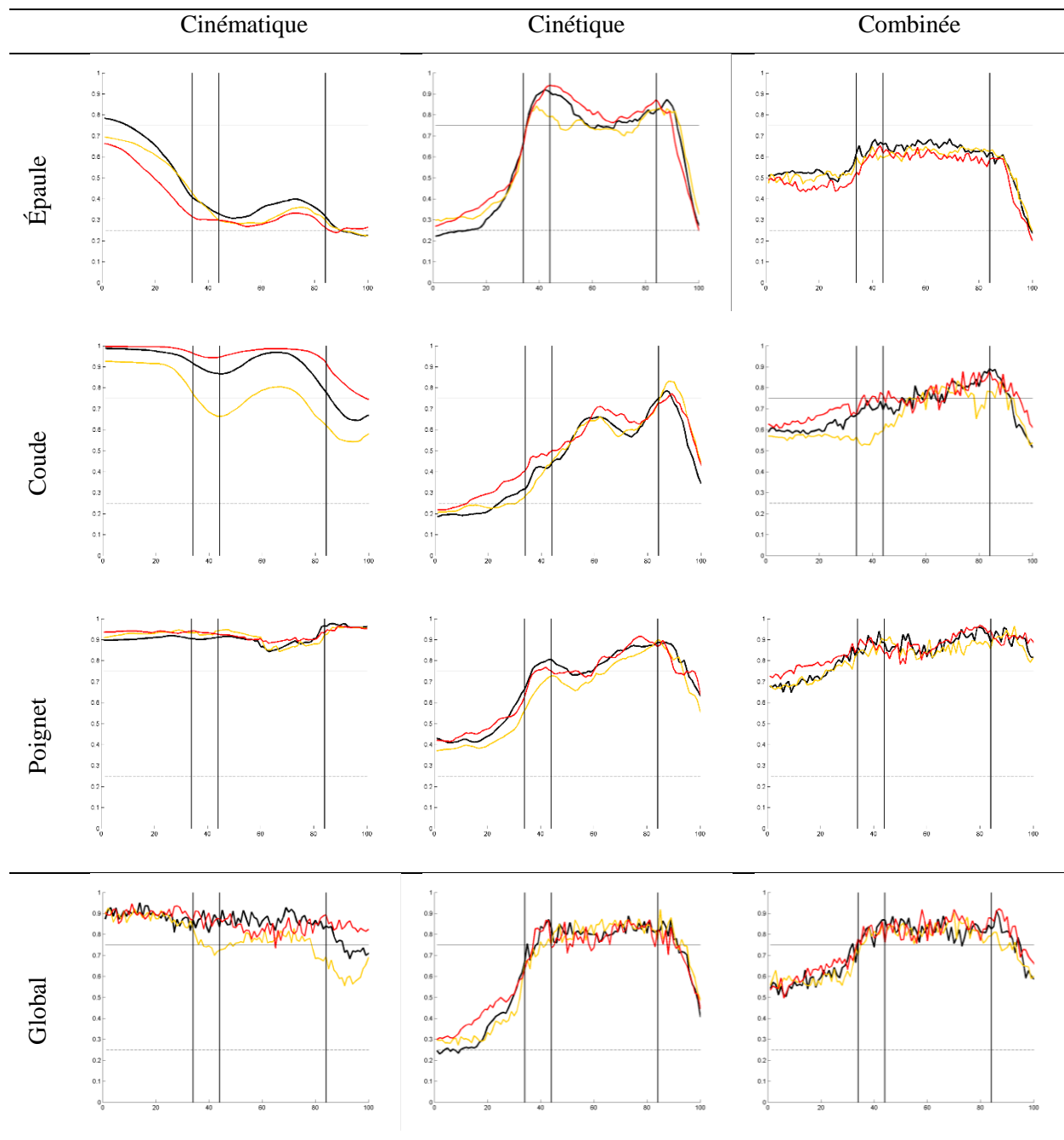


Figure 46: Indice d'inconfort global et focal du membre leader au cours du transfert selon les différentes stratégies de tronc

La délimitation entre les trois phases du transfert est représentée par une ligne verticale Les seuils d'inconfort moyen (0.25) et important (0.75) sont représentés par des lignes horizontales.

Noir : condition naturelle, orange : tronc fléchi et rouge : stratégie verticale

III.3. Discussion

Cette étude a pour objectif de caractériser et de quantifier le niveau d'inconfort articulaire lors de la réalisation de transfert dans différentes stratégies de tronc. Nous formulons les hypothèses que d'un point de vue global, l'Indice d'Inconfort Articulaire augmente lors d'un transfert en stratégie verticale et que d'un point de vue focal, l'augmentation de cet indice serait due à la fois à une augmentation du risque cinématique et du risque cinétique. Par ailleurs, nous pensons que l'inconfort articulaire de l'épaule et du poignet du membre leader serait principalement responsable de cette augmentation.

Les transferts ont été classés parmi les activités liées au FRM les plus pénibles [Finley et al. 2005; Perry et al. 1996] et associés au développement majeur de la douleur et des TMS des membres supérieurs. Les résultats que nous obtenons concernant le niveau de risque associé à la valeur de l'indice d'inconfort articulaire global sont en adéquation avec cette connaissance des activités à risque de TMS. Et ce, qu'il s'agisse du membre leader ou suiveur, le niveau de risque est majoritairement important au cours des 3 phases du transfert (47,7-68,7 %) et très rarement faible (0-7,8 %).

Concernant l'objectif principal, les résultats soulignent que la stratégie de positionnement du tronc n'influence pas l'Indice d'Inconfort Articulaire global déjà important du transfert. Ces résultats ne corroborent pas les résultats précédemment identifiés dans la littérature. [Koontz et al. 2011; Gagnon, Nadeau, Noreau, Eng, et al. 2008; Desroches et al. 2013]. En effet, ces précédentes études mettent en évidence qu'une stratégie verticale est plus délétère que le tronc fléchi. Dans une étude comparant les transferts aux soulèvements d'appuis fessiers (push - up) (même position du corps à l'état UP) sur 13 blessés médullaires, Gagnon et al. (2008 b) montrent une augmentation importante de la composante de la force verticale à l'épaule dans la stratégie verticale. En complément à ces éléments les résultats de l'étude réalisée par Koontz et al (2011) soulignent que les techniques de transfert avec une flexion du tronc réduisent le pic de forces verticales au niveau des trois articulations du MS par rapport à la stratégie verticale.

Bien que l'Indice d'Inconfort Articulaire global ne varie pas significativement selon les différentes stratégies de tronc, on observe des différences au sein de chaque articulation. La technique tronc fléchi ou la stratégie verticale permettent toutes deux de diminuer le risque cinématique de l'épaule durant la phase de portée, mais ces dernières ont une influence différente sur les autres paramètres et notamment au niveau du coude. En effet, on observe que la technique du tronc fléchi diminue l'IIAf cinématique du coude de 17 % tandis qu'une stratégie verticale l'augmente de 8 %. On observe également au niveau de l'épaule que la stratégie du tronc fléchi augmente l'IIAf cinétique de 11 % alors que la stratégie verticale le diminue de 4 %.

Nous n’observons pas de modifications de l’IIAf au niveau du poignet. Cette absence de résultat peut s’expliquer par un niveau d’inconfort déjà très élevé durant la réalisation d’un transfert en position spontanée. Les deux autres stratégies, tronc fléchi et verticale montrent également des niveaux d’inconfort très élevés. Ce haut niveau d’inconfort peut s’expliquer par la posture du poignet lors de la réalisation des transferts. En effet, lors de la réalisation de transfert, les poignets sont en extension excessive. De telles amplitudes extrêmes peuvent augmenter le risque de développer des TMS.

Les Indices d’Inconfort Articulaire global et focal sont plus importants pour le membre suiveur que le membre leader au cours du transfert. Gagnon et al (2009) explique dans son étude que le développement musculaire est plus important pour le membre suiveur [Gagnon, A. Koontz, et al. 2009]. Dans une étude plus récente, Desroches et al (2013) ont évalué l’activité musculaire des membres supérieurs de 32 sujets paraplégiques au cours de la réalisation du transfert [Desroches et al. 2013]. Ils ont mis en évidence que pour le membre suiveur la plus grande activité musculaire s’est produite principalement au cours de la phase chargement, alors que pour MS leader, les plus grandes activités musculaires ont été principalement trouvées pendant la phase de portée. Cette variation d’activité musculaire explique les forces plus élevées développées par le bras leader [Koontz et al. 2011]. Cette différence d’IIA entre les deux bras peut favoriser l’apparition de TMS au niveau du membre suiveur. Aussi, varier le sens de transfert et donc de bras suiveur peut être une solution technique simple pour limiter le risque de survenue de TMS.

III.4. Conclusion

Les résultats de cette étude fournissent des informations pertinentes sur le niveau d’inconfort lors de la réalisation d’une tâche de transfert. Les niveaux d’inconfort élevés des Indices d’Inconfort Articulaire global et focal mettent en évidence la forte demande placée sur le MS et ce pour toutes les stratégies de transfert. Enseigner aux personnes atteintes d’une lésion médullaire l’utilisation de diverses techniques de transfert c’est-à-dire, la position du tronc, position de la main... ainsi que le sens de transfert permettrait de faire varier la répartition de l’effort soutenu au niveau des articulations et des muscles, ce qui potentiellement réduirait le risque de TMS.

IV. Impact du franchissement d'obstacle sur l'Indice d'Inconfort Articulaire

De nombreuses études ont porté sur la description de la biomécanique de propulsion, mais peu ont étudié une compétence aussi importante que le franchissement d'obstacle. Dans un effort pour acquérir une meilleure compréhension, Kirby et al. (2004) ont élaboré une échelle pour évaluer le franchissement d'obstacle et ont montré que moins de 1 % des utilisateurs de FRM était capable de monter un trottoir élever de 15 cm. [Kirby et al. 2004] Cette défaillance peut être due à une déficience du tronc. En effet, dans une étude de Van Drongelen et al. (2005) seuls 5 sujets sur 12 ayant une lésion basse de la moelle épinière étaient en mesure de négocier l'obstacle ce qui pourrait s'expliquer par des muscles clés compromis. Cet échec pourrait être également dû à une stratégie inadéquate ou peut-être trop d'efforts des MS [Van Drongelen et al. 2005].

Même si le franchissement d'obstacle peut contribuer au développement ou l'exacerbation des TMS-MS en FRM [Bayley et al. 1987; Curtis et al. 1999], seules quelques études ont évalué cette compétence. Van Drongelen et al. (2005) ont déterminé les moments nets sur les articulations glenohumérale et du coude pendant les activités liées au FRM pour huit personnes atteintes d'une lésion de la moelle épinière. Ils ont signalé une augmentation plus que doublée des moments nets de l'épaule et du coude lors du franchissement d'obstacle d'une hauteur de 10 cm à partir d'une position de départ statique comparativement à une propulsion sur plat [Van Drongelen et al. 2005]. Desroches et al. (2009) ont évalué la charge soutenue par les trois articulations des membres supérieurs pendant le franchissement d'obstacle avec un élan. Ils ont également signalé des amplitudes semblables des moments nets du MS, bien que de plus grande amplitude à l'épaule, malgré une approche dynamique par rapport à Van Drongelen et al [Desroches et al. 2009]. Récemment, Lalumière et al (2013) ont comparé les stratégies de mouvements, les charges mécaniques et les demandes musculaires lors du franchissement d'obstacle durant trois hauteurs différentes à partir d'une position de départ fixé à environ trois mètres de l'obstacle. Ils ont signalé que les efforts du MS augmentent progressivement à mesure que la hauteur de l'obstacle augmente malgré des modifications de stratégie (par exemple, l'augmentation de la flexion du tronc vers l'avant) [Lalumiere et al. 2013]. L'amplitude de mouvement n'est pas le seul facteur important dans l'apparition de TMS. Les efforts ont également une responsabilité. Pour évaluer l'impact des différentes conditions expérimentales sur la charge subie par l'épaule, le coude et le poignet lors de différentes habiletés liées au FRM (propulsion, transfert, trottoir ascension), les méthodes de dynamiques inverses permettant de calculer le moment net de l'épaule ont été largement utilisées [Guillaume Desroches, Dumas, et al. 2010].

Objectif principal de l'étude

Cette troisième étude a pour objectif principal de caractériser l'Indice d'Inconfort Articulaire de TMS-MS lié à l'utilisation du FRM lors du franchissement d'obstacle par la quantification de l'indice d'inconfort articulaire. Nous émettons l'hypothèse que le niveau d'inconfort est plus élevé au cours de la 2e phase du franchissement. L'objectif secondaire vise à identifier de façon plus focale la similarité de l'Indice d'Inconfort Articulaire de TMS-MS pour chaque articulation. Nous émettons l'hypothèse que le niveau d'inconfort de l'épaule est le plus important

IV.1. Méthode

IV.1.1. Population

La population expérimentale de l'étude 1 compte 17 sujets paraplégiques post traumatisme à la moelle épinière et utilisateurs de FRM : 1 femme et 16 hommes (*Tableau 19*). La moyenne d'âge est de $39,8 \pm 10,8$ ans, le poids moyen de $78,7 \pm 16$ kg et la taille moyenne correspond à $1,79 \pm 0,1$ m. Tous les participants ont une lésion de la moelle épinière entraînant une paraplégie et l'utilisation quotidienne d'un FRM

Les données de l'étude 2 proviennent d'une expérimentation sur le franchissement d'obstacle réalisée au sein de l'hôpital Raymond Poincaré de Garches. Cette population expérimentale comptait 9 sujets (*Tableau 19*, 1 femme et 8 hommes). La moyenne d'âge était respectivement de $32,0 \pm 11,7$ ans, le poids moyen était de $64,8 \pm 9,5$ kg et la taille moyenne correspondait à $1,73 \pm 0,1$ m.

Étude 1	sexe	Âge (ans)	Taille (m)	Poids (kg)	Niveau lésion	Étude 2	sexe	Âge (ans)	Taille (m)	Poids (kg)	Niveau lésion
1	M	22,3	1,83	57,5	D8	1	F	29	1,47	47	D12
2	M	58,3	1,88	98,9	D10	2	M	59	1,78	65	D7
3	M	42,8	1,84	86	D7	3	M	32	1,72	68	D3
4	M	34,4	1,80	77,1	D6	4	M	21	1,78	64	D7
5	M	51,2	1,73	77,5	D12	5	M	22	1,85	65	D9-D10
6	M	54,2	1,80	106,3	D3	6	M	31	1,75	70	D6
7	F	26,6	1,65	45,2	D11	7	M	41	1,71	80	D5
8	M	45,0	1,73	76,9	D10	8	M	27	1,66	54	D4-D5
9	M	31,9	1,93	71,8	D12	9	M	26	1,82	70	D4-D5
10	M	31,4	1,75	66,7	D8						
11	M	53,0	1,75	93,0	D10						
12	M	30,8	1,91	93,5	D10						
13	M	27,0	1,9	67,7	D12						
14	M	40,0	1,8	75,3	C6						
15	M	42,7	1,7	65,1	C4						
16	M	47,8	1,7	81,5	D7						
17	M	37,8	1,8	97,4	D9						
mean	16 M	39,8	1,79	78,7		mean	8 M	32,0	1,73	64,8	
SD	1 F	10,8	0,1	16		SD	1 F	11,7	11,2	9,5	

Tableau 19: Caractéristique de la population : genre, taille, âge, poids et niveau lésionnel

IV.1.1.1. Critères inclusion / exclusion

Afin de participer à cette étude, les sujets devaient :

- Utiliser un FRM de manière quotidienne et ce de façon autonome.
- Ne pas présenter d'historique de douleurs articulaires des membres supérieurs ou d'escarre depuis un an.
- Ne pas présenter de trouble des fonctions cognitives.

IV.1.1.2. Procédure expérimentale

Étude 1 : Les participants ont propulsé leur fauteuil sur un tapis roulant instrumenté à double bande (largeur = 0,84 m, longueur = 1,84 m) spécialement adapté pour la propulsion sur fauteuil roulant (Bertec, Columbus, OH, USA). Avant l'enregistrement des essais, les participants ont effectué une période de familiarisation pour s'habituer à la propulsion sur le tapis roulant. Les participants devaient réaliser deux essais d'une durée maximale d'une minute à vitesse spontanée.

Etude 2 : pour la position de départ, chaque participant dans son propre fauteuil roulant a été placé à 1,5 mètre d'une marche (taille : 1 m carré de côté) qui était de 8 cm de haut. Les participants ont été invités à franchir cette marche à une vitesse spontanée auto sélectionnée. Il leur a été demandé de lever les roues avant du sol juste devant la marche, sans s'arrêter, puis de monter sur cette dernière. L'ascension a été divisée en trois phases sur la base de l'angle formé entre le châssis du fauteuil roulant et la surface du sol (Kirby et al, 2008): la levée des roues avant (30 %), l'ascension des roues arrière (30 %) et le post-ascension (40 %). La levée des roues avant a commencé lorsque les roues avant ont quitté le sol et a pris fin lorsqu'elles ont été mises sur le trottoir, l'ascension des roues arrière a commencé lorsque les roues arrière ont quitté le sol et a pris fin lorsqu'elles ont été mises sur le trottoir, et, la phase de post-ascension correspond à la stabilisation du fauteuil roulant une fois sur la marche. Tous les sujets ont effectué trois répétitions dans leur propre fauteuil roulant.

IV.1.2. Outils de mesure

IV.1.2.1. Mesure de la cinématique et de la cinétique

Le fauteuil roulant de chaque sujet a été équipé de deux roues instrumentées (SmartWheel® ; Three River Holding, Mesa, AZ) et la cinématique était enregistrée en utilisant un système optoélectronique composé de 8 caméras (Motion Analysis Corporation, CA, États-Unis, la fréquence d'échantillonnage de 100 Hz). Pour quantifier les mouvements des MS, 26 marqueurs ont été placés bilatéralement sur le participant sur des repères anatomiques (Desroches et al., 2010) : pointe sternale, processus xiphoïdes, C7, T8, angulus acromialis, partie supérieure de l'acromion, articulation acromio-claviculaire, tubérosité deltoïde, épicondyles latéral et médial, partie supérieure de l'avant-bras, les processus styloïdes radial et ulnaire, 2e et 5e têtes métacarpiennes. Huit marqueurs ont été placés sur le FRM : à droite et à gauche, coins supérieur et inférieur du dossier, extrémités du siège et une au niveau du centre de la roue.

IV.1.2.2. Données analysées

Les forces exercées sur la main courante et les moments ont été filtrés en utilisant un filtre Butterworth de second ordre avec une fréquence de coupure de 20 Hz. Les trajectoires des marqueurs réfléchissants ont été filtrées en utilisant un filtre Butterworth de quatrième ordre avec une fréquence de coupure de 6 Hz [Cooper et al. 2002]. Les moments nets au niveau des articulations du poignet, du coude et de l'épaule ont été estimés en utilisant une méthode de dynamique inverse implémentée dans un programme MATLAB personnalisé (The MathWorks, Natick, Massachusetts) [Dumas et al. 2004].

Les valeurs d'entrées étant les forces appliquées sur la main courante, les données cinématiques, et les paramètres anthropométriques basés sur la masse et la hauteur de chaque participant.

IV.1.1. Analyse de données

Les données cinématiques et cinétiques ont été utilisées pour calculer l'indice d'inconfort. Une analyse descriptive (moyenne et écart type) de l'indice global et focal a ensuite été réalisée au cours des trois phases du franchissement. La distribution du niveau de risque a été calculée ainsi que le pic de risque et le temps d'apparition de ce pic.

Sur les paramètres de distribution de l'indice, un test de Mann-Whitney a été utilisé pour déterminer s'il existe une différence entre la phase de poussée lors de la propulsion et le franchissement d'obstacle. Le taux de significativité était fixé à 5 %.

Sur les paramètres de différenciation de l'indice, une analyse de l'erreur quadratique moyenne (RMSE) a été réalisée afin de quantifier et caractériser son évolution. Un seuil de 10 % de modification était fixé pour la RMSE (établi en fonction des résultats significatifs du Mann-Whitney).

IV.2. Résultats

Aucune différence significative n'a été trouvée entre les deux populations que ce soit au niveau de l'âge, de la taille ou l'ancienneté de la lésion. Seul le poids était différent ($p = 0,02$)

La distribution du risque IIAg et II Af (*tableau 20*) au cours du franchissement met en évidence une grande variabilité intersujet. Elle permet néanmoins d'exprimer le temps passé par niveau de risque.

Les résultats de l'Indice d'Inconfort Articulaire global (IIAg) seront présentés puis ceux de l'indice d'Indice d'Inconfort Articulaire focal (IIAf), c'est-à-dire d'un point de vue articulaire et spatio-temporel.

IV.2.1. Indice d'Inconfort Articulaire global

La figure 47 représente l'indice d'inconfort au cours de la propulsion et du franchissement. Le niveau d'inconfort lors de la propulsion et du franchissement d'obstacle est principalement moyen (respectivement $64,5 \pm 25,8$ % et $55,9 \pm 26,2$ % à $44,8 \pm 25,0$ %) (*Tableau 20*). Le franchissement augmente l'IIAg de 15 % ($p < 0,0001$). Ces changements peuvent s'expliquer par une augmentation de l'IIAg cinétique de 35 % ($p < 0,0001$). À partir d'une lecture graphique de la figure 47, nous pouvons déterminer le niveau d'inconfort de

chaque phase du franchissement et de la propulsion. Au cours de la propulsion, il apparaît que le niveau d'inconfort global est modéré pendant la phase de poussée et faible pendant la phase de récupération (90 %). Ce résultat peut être expliqué par un niveau d'inconfort cinématique et cinématique moyen (47 et 43 %) lors de la phase de poussée et faible pendant la phase de récupération (78 et 98 %). Pour le franchissement d'obstacle ; il semble que l'IIAg est moyen lors du franchissement avec P1 et P2 qui sont à la limite d'inconfort important (respectivement 33 et 34 %). Ce résultat peut s'expliquer par un niveau de risque cinématique et cinétique également élevé au cours des 2 premières phases (52 et 46 %). On peut noter un pic de risque important lors de la montée des roues arrière sur l'obstacle. En séparant les paramètres cinématiques et cinétiques, il existe une variation significative de l'IIAg cinétique (35 %, $p < 0,0001$) et une diminution de l'IIAg cinématique (15 %, $p < 0,0001$).

	Niveau risque	Propulsion				Franchissement d'obstacle					
		Poussée		Retour		P1		P2		P3	
Épaule	Faible	14,5	20,8	92,8	11,3	17,8	34,4	21,9	35,6	26,0	43,4
	Moyen	41,2	19,9	7,2	11,3	49,3	29,4	43,7	24,2	64,0	39,2
	Important	44,3	24,1	0	0	33,0	26,7	34,4	28,0	10,0	15,4
Coude	Faible	67,6	30,4	92,4	12,7	24,8	34,7	27,2	35,6	25,7	43,4
	Moyen	29,6	27,0	7,6	12,7	72,2	34,2	62,4	30,9	63,1	45,0
	Important	2,9	8,1	0	0	3,0	6,8	10,4	12,6	11,1	28,1
Poignet	Faible	37,7	31,9	93,3	11,6	13,7	33,3	11,1	33,3	11,1	33,3
	Moyen	59,4	31,9	6,7	11,6	26,7	19,9	41,6	23,5	33,3	30,9
	Important	2,9	7,2	0,0	0,0	59,6	27,9	47,3	24,9	55,6	35,1
Cinématique	Faible	4,5	8,3	78,5	21,9	12,6	33,1	21,1	34,1	24,7	43,3
	Moyen	46,7	27,9	18,4	19,0	35,2	27,9	43,7	27,8	37,4	33,8
	Important	48,8	28,5	3,1	8,0	52,2	34,1	35,1	26,5	37,9	37,0
Cinétique	Faible	50,5	25,6	98,2	7,0	20,0	37,1	22,6	37,3	38,2	42,6
	Moyen	42,8	23,0	1,8	7,0	33,7	31,2	34,8	28,9	49,1	34,6
	Important	6,7	17,0	0	0	46,3	36,2	42,7	35,0	12,7	18,4
Global	Faible	17,8	24,5	90,1	15,6	11,1	33,3	20,8	36,0	28,5	42,4
	Moyen	64,5	25,8	9,9	15,6	55,9	26,2	44,8	25,0	48,2	31,3
	Important	17,6	20,4	0	0	33,0	20,0	34,4	22,5	23,3	23,1

Tableau 20: Distribution de l'Indice d'Inconfort Articulaire selon le niveau d'inconfort (faible, moyen important) au cours des trois phases du franchissement d'obstacle et des deux phases de la propulsion (%).
P1 : levée roue avant, P2 : montée roue arrière, P3 : stabilisation

IV.2.2. Indice d'Inconfort Articulaire focal

D'un point de vue articulaire, durant la propulsion, l'épaule est l'articulation ayant le niveau d'inconfort le plus important avec un pic de risque important lors la phase de poussée (durant la phase de retour le niveau d'inconfort est faible pour la cinématique et la cinétique de chaque articulation) alors que pendant le franchissement d'obstacle, l'articulation du poignet est la plus à risque, avec un niveau d'inconfort important tout au long du franchissement. Il y a aussi un pic de risque important durant la montée des roues arrière. L'IIAf augmente de 16 à 43 % au cours du franchissement d'obstacle par rapport à la propulsion sur sol plat ($p < 0,02$).

IV.2.2.1. Épaule

Le risque est élevé, mais reste dans la zone d'inconfort « moyen » dans les deux premières phases et tend à diminuer au cours de P3. Nous notons également un pic de risque au début de P2. L'IIAf cinématique et cinétique augmente de manière significative au cours du franchissement d'obstacle (14 et 24 %). Mais les changements des trois degrés de liberté (ddl) entre la propulsion et le franchissement ne sont pas similaires. L'IIAf cinématique de la flexion-extension baisse de 21 % au cours du franchissement tandis que les autres ddl augmentent (25 % pour abduction-adduction et 15 % et la rotation interne-externe. $p < 0,0001$). Pour l'IIAf cinétique, seule l'IIAf de la rotation interne-externe diminue tandis que les autres ddl augmentent (18 à 30 %).

IV.2.2.2. Coude

L'IIA du coude reste moyen lors du franchissement, mais on observe un pic de risque à la fin de la montée des roues arrière. Un pic de risque cinématique à la fin de cette phase est responsable de celui-ci. L'IIAf cinématique n'est pas significative entre la propulsion et le franchissement tandis l'IIAf cinétique est significative ($p = 0,5$ pour la cinématique et $p = 0,001$ pour la cinétique). L'IIAf cinétique augmente de 37 % au cours du franchissement. Ce résultat peut s'expliquer par une augmentation des deux ddl (23 à 27 %. $p < 0,0001$)

IV.2.2.3. Poignet

Au cours de la propulsion, l'inconfort au niveau du poignet est faible tandis que l'inconfort au niveau du coude est moyen. Ces résultats peuvent s'expliquer par le risque cinématique alors que le risque cinétique est faible pour le poignet et le coude. L'IIAf cinétique est significative entre la propulsion et le franchissement. Ce dernier augmentant l'inconfort de 50 % ($p = 0,001$). Ce résultat peut s'expliquer par une augmentation des deux ddl (34 à 37 %. $P < 0,0001$).

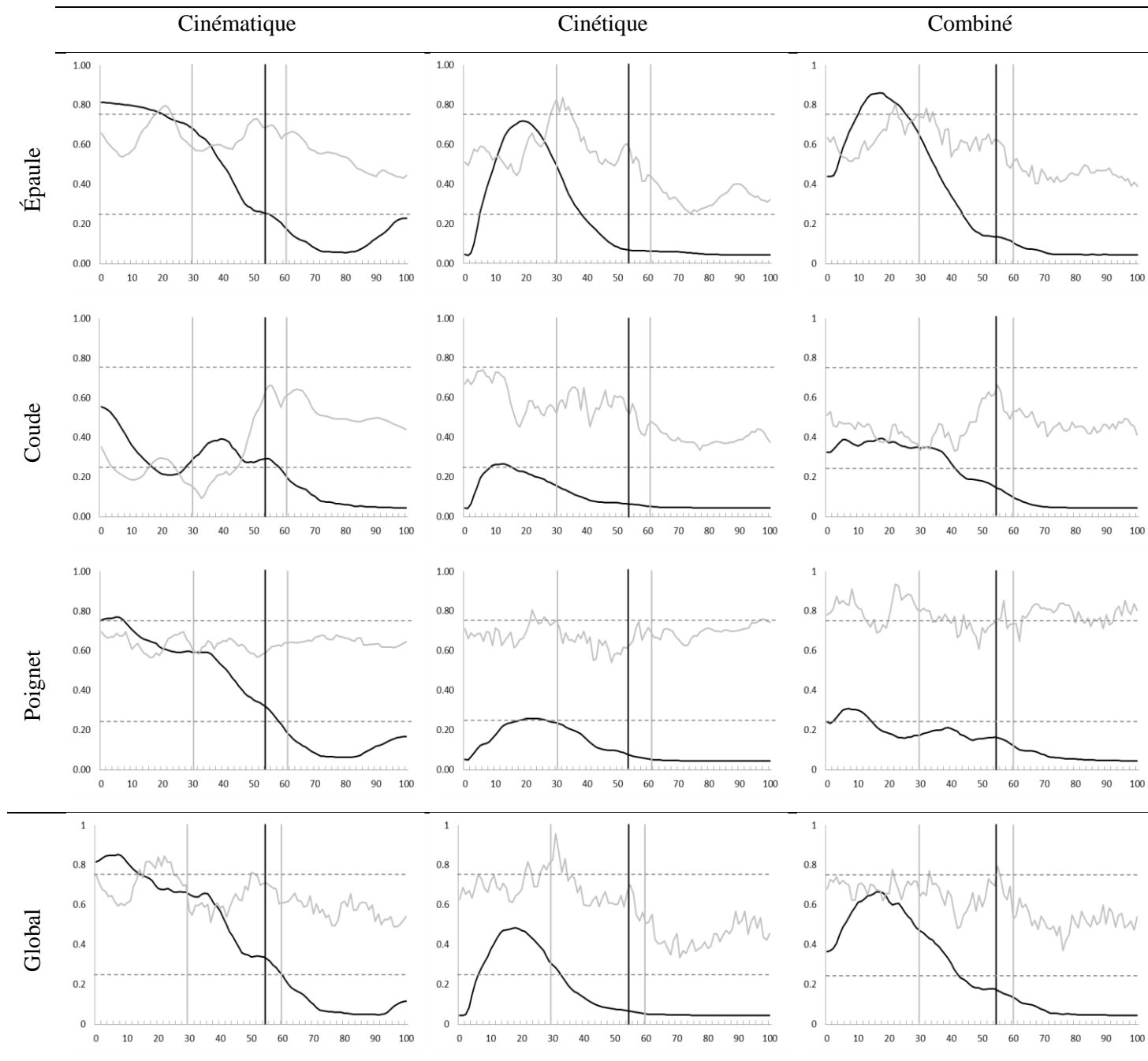


Figure 47: Évolution de l'Indice d'Inconfort Articulaire global et Focal en cinématique et cinétique et combiné au cours du franchissement normalisé de 0 à 100 % (gris) et de la propulsion sur sol plat (noir). La délimitation entre les trois phases du franchissement est représentée par une ligne verticale grise tandis que la délimitation entre la phase de poussée et la phase de retour lors de la propulsion est représentée par une ligne verticale noire. Les seuils d'inconfort moyen (0.25) et important (0.75) sont représentés par des lignes horizontales

IV.2.3. Analyse cinétique du franchissement d'obstacle

L'analyse des données cinétiques a permis de mettre en évidence que les moments articulaires de l'épaule révèlent que le plus grand moment de flexion se produit durant P2, tandis que le pic de moment net se produit lors de P2 (92,7 vs 49,4 Nm pendant P1) (tableau 21).

Pour le coude les moments articulaires du coude révèlent également que le plus grand moment de flexion se produit durant P3 tandis que le pic moment net se produit lors de P2 (61,7 vs 31,4 Nm pendant P1).

Enfin les moments articulaires du poignet révèlent que le plus grand instant se produit en extension tandis que le pic moment net se produit lors de P2 (48,4 vs 26,9 Nm pendant P1).

	P1	P2	P3
Épaule			
Flexion-Extension	26,0	59,5	12,8
Abduction- Adduction	13,1	29,2	5,1
rotation Interne-externe	18,2	37,8	8,1
Moment net	49,4	92,7	32,7
Coude			
Flexion-Extension	18,7	31,4	8,3
Prono Supination	1,8	4,2	0,4
Moment net	31,4	61,7	19,2
Poignet			
Flexion-Extension	3,6	5,5	-0,2
Déviation ulnaire	1,2	1,3	0,2
Moment net	26,9	48,4	15,0

Tableau 21: Pic de moments (Nm) de chaque articulation au cours des trois phases du franchissement
P1 : levée roues avant ; P2 : montée roues arrière ; P3 : post ascension

IV.3. Discussion

L'objectif de cette étude était de quantifier l'Indice d'Inconfort Articulaire de la propulsion et du franchissement d'obstacle. Nous émettions deux hypothèses. La première d'un point de vue global sur le fait que l'IIAg augmente lors du franchissement d'obstacle tandis que d'un point de vue focal, l'augmentation de l'IIA serait due à la fois à une augmentation de l'inconfort cinématique et cinétique. La seconde, nous pensons que l'inconfort articulaire de l'épaule et du poignet sont principalement responsables de cette augmentation.

Concernant l'hypothèse que l'IIA est plus important pendant le franchissement d'obstacle, les résultats soulignent que l'IIAg augmente de 15 % au cours du franchissement par rapport à la propulsion. L'IIAg de la propulsion reste surtout moyen ($64,5 \pm 25,8$ %), tandis que durant le franchissement l'inconfort est le risque surtout moyen-important ($55,9 \pm 26,2$ % à $44,8 \pm 25,0$ %). Ces résultats sont cohérents avec les études précédentes. En effet, les efforts demandés des membres supérieurs lors du franchissement d'un trottoir de 8cm sont supérieurs à ceux documentés au cours d'autres activités en fauteuil roulant tels que la propulsion [Kulig et al. 2001; Van Drongelen et al. 2005] et le port de charge [Gagnon 2008; Van Drongelen et al. 2005]. Van Drongelen et al (2005) ont notamment rapporté une augmentation plus que décuplée des moments nets de l'épaule et du coude lors du franchissement d'un trottoir de 10 cm à partir d'une position de départ statique par rapport à la propulsion chez huit blessés médullaires [Van Drongelen et al. 2005].

Concernant l'hypothèse que l'augmentation de l'IIA cinématique et cinétique est principalement associée aux articulations de l'épaule et du poignet, nos résultats mettent en évidence que l'IIAf de chaque articulation augmente lors du franchissement par rapport à la propulsion. Le poignet étant la plus importante (43 %), suivi par le coude (25 %) et de l'épaule (16 %). Cette augmentation s'explique principalement par à une augmentation de l'IIAf cinétique lors du franchissement (24 à 50 %). En effet l'utilisateur de FRM doit fournir plus d'efforts pour franchir le trottoir. D'un point de vue cinématique, l'IIAf tend à augmenter sans être significatif. L'IIAf cinématique du poignet étant également le plus important, suivi par l'épaule et le coude. Ces résultats sont conformes aux données de la littérature. Van Drongelen et al 2005, ont notamment mis en évidence que le franchissement multiplie par 10 à 20 le pic de moment net de l'épaule et du coude par rapport à la propulsion. ($75,1 \pm 23,5$ vs $7,2 \pm 2,4$ Nm pour l'épaule et $60,2 \pm 16,5$ vs $3,0 \pm 2,3$ Nm pour le coude).

Les plus grands efforts ont été trouvés lors de la 2e phase du franchissement, et ce pour les trois articulations. La montée des roues arrière est donc la phase la plus exigeante. Au cours de cette phase, les efforts semblent plus importants au niveau de l'épaule. Van Drongelen et al. (2005) et Lalumière et al. (2013) ont reporté respectivement, des pics de moments nets compris entre 36-97 Nm, et 42-98 Nm pour l'épaule ($32,7$ - $92,7$

Nm dans notre étude) entre 32-75 Nm et 29-64 Nm pour le coude (19,2-61,7 Nm dans notre étude) et 34 Nm au poignet (15-48,4 Nm dans notre étude). [Van Drongelen et al. 2005; Lalumiere et al. 2013]. Ces résultats corroborent les résultats EMG de Lalumière et al. (2013) qui montrent que le grand pectoral, le deltoïde et le biceps brachial antérieur génèrent principalement les moments nets pendant le franchissement [Lalumiere et al. 2013]. La combinaison des mouvements de rotation interne et de flexion rétrécit l'espace acromio-huméral et peut augmenter le risque de développer un syndrome d'impact. Les principales composantes du moment au niveau du poignet étaient l'extension et la déviation ulnaire. Nous avons pu établir dans une étude en cours de soumission que ces composantes servent à stabiliser l'articulation du poignet tandis que les forces générées par le MS sont transmises pour déplacer la roue [Marchiori et al 2015b]. L'Indice d'Inconfort Articulaire élevé corrobore ces résultats et met en avant l'influence de ces paramètres sur les micros traumatismes répétés du poignet [Boninger et al. 1997].

Les efforts demandés aux membres supérieurs durant le franchissement d'obstacle sont plus importants que pour d'autres habiletés, et ces derniers augmentent progressivement à mesure que la hauteur de l'obstacle augmente [Lalumiere et al. 2013]. Les résultats de la présente étude corroborent que le franchissement contient un risque de développer des TMS, surtout compte tenu de l'intensité de l'IIA cinétique mesurée à l'épaule. En effet, le franchissement d'obstacle augmente l'inconfort articulaire donc franchir des trottoirs en FRM à de nombreuses reprises peut augmenter le risque de développer des TMS secondaires, en particulier compte tenu de l'intensité des efforts mesurés au niveau du poignet et de l'épaule.

D'autres facteurs, tels que la fréquence, la vitesse de réalisation de la tâche et la hauteur des bordures, peuvent également influencer sur le risque de TMS du membre supérieur [Lalumiere et al. 2013]. Franchir un obstacle à de nombreuses reprises peut augmenter le risque de développer des TMS, en particulier compte tenu des efforts mesurés au poignet et à l'épaule. D'autres facteurs, tels que la rapidité d'exécution et la stratégie de tronc peuvent influencer le risque de TMS-MS. En effet Kirby et al (2008) ont montré qu'une vitesse minimum était nécessaire pour créer le momentum afin de réussir le franchissement [Kirby et al. 2008]. La flexion du tronc vers l'avant peut aider les utilisateurs à franchir l'obstacle en augmentant le momentum du couple utilisateur/fauteuil. Des études précédentes ont montré que la flexion du tronc influençait la cinématique du MS, la vitesse de propulsion ainsi que la dépense d'énergie [Sanderson & Sommer 1985; H. E. Veeger et al. 1989]. Dans leur étude Sanderson et al ont montré que l'augmentation de la flexion du tronc augmentait l'habileté à transférer la puissance à la main courante et de modifier le point d'application de la force maximale. Durant le franchissement d'obstacle le momentum est accompagné d'un mouvement du tronc, et plus la hauteur de l'obstacle est importante plus l'amplitude de flexion du tronc et la vitesse est importante [Lalumiere et al. 2013]. En effet, la flexion du tronc est plus importante lors du franchissement. Elle peut aider l'utilisateur à l'ascension de l'obstacle en augmentant l'élan vers l'avant

du couple utilisateur/fauteuil roulant. En effet, les résultats de Lalumière et al. (2013) ont montré que plus l'obstacle est haut, plus l'augmentation de l'amplitude angulaire et la vitesse du tronc et le degré de flexion du tronc seront importants. Avec un timing adéquat, la flexion du tronc vers l'avant peut réduire les efforts du MS lors du franchissement. Cette stratégie pourrait expliquer le changement d'IIA cinématique. Mais en dépit de modifications de cette stratégie de mouvement, l'application des efforts du MS augmente progressivement à mesure que la hauteur de l'obstacle augmente [Lalumière et al. 2013]. Il semble donc difficile de diminuer l'inconfort lors du franchissement d'obstacle, limiter sa réalisation ou encore la hauteur de la bordure du trottoir. Nous pouvons nous demander si finalement une activité avec un niveau d'inconfort important réalisé peu de fois serait moins importante dans la survenue de TMS qu'une activité répétitive avec un niveau d'inconfort moyen. Ajouter une pondération dans l'IIA avec l'impact de la répétition pourrait être intéressant pour une étude future. De plus évaluer le niveau de risque de ces différentes stratégies à l'aide de l'Indice d'Inconfort permettrait de déterminer les stratégies les moins à risques et de les recommander aux utilisateurs de FRM afin de prévenir l'apparition de TMS.

Limites

Le petit nombre de sujets et les différents niveaux d'expériences et de techniques (c'est-à-dire de stratégie de mouvement) pourraient expliquer la variabilité trouvée dans cette étude. En effet, les utilisateurs plus expérimentés peuvent avoir développé différentes stratégies pour franchir un obstacle. De plus, le fait que la tâche ait été réalisée dans un laboratoire ne permet pas de généraliser les résultats sur la performance d'un franchissement d'obstacle initié à partir d'une distance plus proche ou plus éloignée.

IV.4. Conclusion

Les résultats de cette étude fournissent des informations pertinentes sur le niveau de risque lors de la réalisation du franchissement d'obstacle. En conclusion, le franchissement augmente l'inconfort articulaire en particulier pour le poignet. Tous les résultats que nous avons obtenus sont cohérents et renforcent certaines études existantes. Plus précisément, on observe que l'augmentation de l'IIAg au cours du franchissement et plus particulièrement de l'IIAf des trois articulations s'explique par l'augmentation de la cinétique. Ces résultats suggèrent que l'utilisation de l'IIA permet de quantifier le niveau d'inconfort du franchissement d'obstacle sur les aspects cinématiques, cinétiques et combinés des trois articulations du membre supérieur. La quantification du niveau d'inconfort aide à mettre en évidence les situations d'expositions d'inconfort les plus importantes et d'identifier les paramètres responsables de cet inconfort.

PARTIE IV

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

I. Bilan des principaux résultats

Bien que l'utilisation d'un FRM permette d'augmenter l'autonomie de déplacement de ses utilisateurs, elle est aussi à l'origine de différents problèmes physiologiques [Bayley et al. 1987]. Pour l'essentiel, on retrouve les troubles musculo-squelettiques (TMS) pour les membres supérieurs [Stainer 1996; Veeger et al. 1991b; Boninger et al. 2004]. En association avec ces TMS, plusieurs études soulignent que les personnes atteintes de douleurs du membre supérieur subissent une perte d'autonomie [Gerhart et al. 1993; Subbarao et al. 1995; Dalyan et al. 1999] et soulignent l'intérêt d'investiguer ce domaine. Ces TMS sont liés à la configuration du FRM, d'une part, et au contexte d'utilisation, d'autre part. Les travaux de Kirby et al [Kirby et al. 2002] ont mis en évidence 3 grandes classes d'habiletés : les habiletés concernant la maniabilité (propulsion, contournement, pente...), le franchissement d'obstacles (sols, trottoirs...) et le transfert (FRM vers une cible plus haute ou basse...). Ces travaux mettent en exergue la complexité d'utilisation du FRM. En effet, s'il est aisé de comprendre que l'objectif premier du FRM est d'aider la personne à se déplacer, il est plus complexe de concevoir les répercussions des différentes utilisations du FRM telles que : la propulsion, le transfert, le franchissement d'obstacle, le chargement... sur le système musculo-squelettique. Ce double constat, TMS et utilisation du FRM, rend difficile pour les cliniciens non experts de prodiguer des conseils techniques pour corriger une mauvaise exécution lorsque le patient se plaint de douleur. Par conséquent, il semble pertinent de qualifier et de quantifier les risques de TMS à l'aide de paramètres biomécaniques.

L'exploration des TMS dans le milieu professionnel a mis en évidence plusieurs facteurs de risques : la répétition des mouvements, la force, les postures contraignantes, les postures statiques, la pression locale des tissus, les vibrations, la température froide [Proteau 2000; Putz-Anderson 1988; Bernard et al. 1997]. Ces études soulignent que les facteurs ont un effet total supérieur à la somme des parties. Pourtant peu de travaux existent sur les techniques d'exécution de différentes habiletés en FRM et leurs incidences sur le risque de TMS (nombre d'articles sélectionnés dans la base de données *pubmed* avec les mots clefs *musculoskeletal injuries* = 7131 et *musculoskeletal injuries wheelchair* = 35). L'investigation des TMS du membre supérieur dans le cadre de l'utilisation du FRM s'est focalisée sur certains aspects notamment la propulsion. La littérature expose que, l'amplitude et la répétition du mouvement, la proximité des butées articulaires, le surpoids de l'utilisateur et les forces verticales, résultant de l'utilisation des mains courantes, sont communément admis comme les principaux facteurs de risques de blessures du membre supérieur. Dans le cadre du projet ANR SACR-FRM, Louis et al (2010) ont développé un nouvel outil de quantification des facteurs de risques cinématiques appelé indice d'inconfort [Louis & Gorce 2010]. Cet indice permet de discriminer différentes configurations de FRM et de proposer une configuration spécifique pour un individu qui réduirait l'inconfort et possiblement le risque de pathologies. Par ailleurs et dans le même projet, Desroches et al (2010) ont, quant à eux, créé un indice d'inconfort basé sur les efforts articulaires [G Desroches et al. 2010].

Mais Putz-Anderson et al. ont souligné en 1988 l'importance de la synergie des facteurs de risques, aussi il semblait donc essentiel d'analyser l'utilisation d'un FRM par un indice d'inconfort articulaire construit de façon globale et plurifactorielle. De plus, les indices précédents basés sur une cotation classique ne permettent pas d'apporter de continuité dans les variables, en effet, les variables traitées en logique classique sont des variables logiques binaires (vrai ou faux) qui caractérisent des frontières abruptes entre deux catégories d'éléments, soit : ceux qui font partie de l'ensemble et ceux qui n'en font pas partie, tandis qu'en LF, ces variables sont des variables linguistiques telles que faible, moyen, important. Cette notion de degré dans la cotation confère une flexibilité très appréciable, qui rend possible la prise en compte des imprécisions et des incertitudes. Le choix de la LF semble donc le plus adéquat à la cotation de notre Indice d'Inconfort Articulaire. Ce nouvel indice basé sur une cotation par logique floue compile l'Indice d'Inconfort Articulaire cinématique et cinétique s'inspirant des travaux précédents [Louis & Gorce 2010; G Desroches et al. 2010] puis pondérés par l'avis d'experts du domaine et des données physiopathologiques. Cet ensemble permet de combiner variables biomécaniques en lien avec les connaissances physiopathologiques et expertise clinique contextuelle telles que les différentes situations d'utilisation du FRM. Cet indice biomécanique permet d'avoir une meilleure compréhension de l'inconfort et du risque de TMS chez les utilisateurs de FRM.

L'objectif principal de ce travail était d'évaluer les situations à risque de TMS chez les utilisateurs de FRM. Pour cela un indice d'inconfort articulaire biomécanique a été créé. Il fut ensuite utilisé dans trois situations d'usage courant du FRM. Premièrement, nous avons évalué la propulsion sur sol plat et sur différents niveaux de pente. Dans un second temps, nous nous sommes intéressés au transfert par pivot et les différentes stratégies de tronc. Enfin la dernière étude a été réalisée sur le franchissement d'obstacle. L'objectif secondaire de ce travail était d'identifier les articulations les plus délétères au sein de chaque activité.

L'analyse des activités de la vie quotidienne a pour objectif d'évaluer les AVQ les plus délétères pour les utilisateurs de FRM, ainsi la quantification de l'inconfort de chacune des AVQ permettrait « d'orienter » l'utilisation du FRM des utilisateurs pour préserver leurs MS en limitant les activités les plus à risques. L'étude 1 portant sur l'analyse de la propulsion sur sol plat et différents niveaux de pente a permis de mettre en évidence que l'Indice d'Inconfort Articulaire global est majoritairement à risque moyen et que la pente augmente le risque de TMS. (Changement de pattern, diminution phase de récupération, augmentation efforts...) résultats déjà exprimés dans la littérature et confortés dans notre étude. En effet, les douleurs du membre supérieur apparaissent durant plusieurs activités de la vie quotidienne, mais elles sont beaucoup plus intenses durant certaines activités telles que la propulsion en pente et les transferts [Curtis et al. 1995; Curtis et al. 1999; McCasland et al. 2006]. L'ensemble de ces modifications favorisant la survenue de TMS. Boninger et al (2002) ont mis en évidence la relation entre

la fréquence de poussée et l'incidence des blessures du poignet. La modification du pattern associée à une flexion du tronc plus importante entraîne une modification de l'organisation segmentaire.

De plus l'ensemble des résultats s'observe principalement entre la propulsion sur sol plat et la propulsion en pente et parfois entre le plus faible niveau de pente (2,7°) et le plus important (4,8°). Ces résultats mettent en évidence deux paliers de changement de risque, le premier apparaissant dès l'augmentation de la pente, et le second lorsque la pente devient beaucoup plus importante. La cotation du niveau de risque cinématique, dynamique et global des trois articulations du membre supérieur permet de transposer les changements liés à la propulsion en pente à un niveau de risque précis et ainsi de mettre en évidence les paramètres se modifiant. Dans cette étude, le choix a été fait d'imposer la même vitesse au cours des différentes pentes, car l'objectif principal était d'évaluer le niveau de risque de la pente sur les articulations et non l'adaptation de l'individu à ce niveau de risque. Ce dernier point nécessite une évaluation à part entière. Les modifications de stratégie de vitesse au cours de la pente se traduisent-elles par une diminution de l'IIA?

L'étude 2 quant à elle portait sur l'évaluation de l'Indice d'Inconfort Articulaire de différentes stratégies de tronc lors d'un transfert par pivot. Elle a notamment permis de mettre en évidence un niveau de risque global du transfert majoritairement important au cours des 3 phases du transfert (47.7-68.7 %) et très rarement faible (0-7.8 %) que ce soit pour le membre leader ou suiveur. Les résultats soulignent que la stratégie de positionnement du tronc n'influence pas le niveau de risque déjà important du transfert. En effet, nous retrouvons par exemple pour le poignet un niveau de risque déjà très élevé durant la réalisation d'un transfert en position naturelle. Les autres postures maintiennent ce risque au même niveau. Les études précédentes ont reporté des résultats similaires. Lors de la réalisation de transfert, les poignets sont en extension excessive. De telles amplitudes extrêmes peuvent augmenter le risque de développer des TMS du poignet et notamment le syndrome du canal carpien.

Les résultats de cette étude ont également permis de mettre en évidence une légère différence de niveau de risque entre le membre suiveur et le membre leader au cours du transfert. Cette différence de niveau de risque entre les deux bras peut favoriser l'apparition de TMS au niveau du membre suiveur. Il semble donc important d'apprendre aux utilisateurs de FRM à se transférer dans les deux sens à la fois pour pallier à toutes les situations de transferts, mais également pour limiter le risque de survenue de TMS en variant le sens de transfert.

Enfin, la troisième étude portant sur la quantification du niveau de risque du franchissement d'obstacle a permis de mettre en évidence un niveau de risque moyen au cours du franchissement avec une diminution du risque durant la dernière phase bien que la littérature ait évalué les exigences au niveau du MS lors du franchissement d'obstacle supérieures à celles documentées au cours d'autres activités telles que la propulsion [Van Drongelen et al. 2005] et le soulagement des appuis [Van Drongelen et al.

2005; Gagnon 2008]. Ces résultats s'expliquent notamment par la combinaison du risque cinématique et cinétique. Les plus grands efforts ont été trouvés lors de la 2^e phase du franchissement, et ce pour les trois articulations. La montée des roues arrière est la phase la plus exigeante. L'Indice d'Inconfort Articulaire mettant en avant ces résultats avec un pic de risque cinétique apparaissant au début de la phase 2 pour l'épaule et le poignet. L'Indice d'Inconfort Articulaire focal met en évidence un niveau de risque plus élevé pour le poignet. En effet, la combinaison des efforts importants et d'une posture contraignante au cours du franchissement augmente ce risque.

L'Indice d'Inconfort Articulaire focal de chaque activité a permis de mettre en évidence les articulations les plus à risques au cours de chaque activité. L'analyse des activités a permis de montrer que les articulations les plus à risques sont le poignet et l'épaule. Ces résultats semblent cohérents avec la prévalence existante. Ce regard spécifique permettrait d'élaborer un certain nombre de recommandations telles que l'apprentissage du « bon geste », les réglages du FRM...

Les trois études permettent d'avoir un premier aperçu des principales AVQ de déplacement des utilisateurs de FRM. Et donc, de faire un premier état des lieux du niveau de risque de l'utilisation d'un FRM. Outre ces trois activités, le questionnement des experts a également permis de mettre en évidence d'autres AVQ sollicitantes pour les MS telles que le chargement du FRM en voiture. Il n'a pas été possible au cours de cette thèse d'évaluer l'IIA sur cette activité faute de temps et de matériel adéquat. L'utilisation d'outils permettant une évaluation en situation écologique telle que les centrales inertielle permettrait dans le futur de mener à bien cette étude. De même, nous nous sommes cantonnés à évaluer des activités liées au déplacement de l'utilisateur, mais d'autres AVQ pourraient être analysées telles que le port de charge ou le passage allongé-assis.

Bien que réalisés indépendamment, les résultats ont permis de dégager de premières interprétations et recommandations vis-à-vis du risque de chaque activité, les situations d'usage étant encore nombreuses à évaluer (stratégie de tronc durant le franchissement, stratégie de vitesse durant la propulsion en pente...). Une fois cette première base posée, l'IIA se présente comme un indice général ne prenant en compte pour le moment ni les paramètres personnels de l'utilisateur ni les paramètres environnementaux. L'objectif étant par la suite de compléter cet indice. En effet l'âge de l'individu, son sexe, son poids, son niveau lésionnel, ou encore l'ancienneté de la lésion ou les antécédents sportifs pré et post lésionnels sont des caractéristiques à prendre en considération pour individualiser l'évaluation. Les paramètres environnementaux quant à eux permettraient d'intervenir en absence des données cinétiques. En conclusion, ce travail de thèse n'est que "la première marche" dans la construction de cet indice. De nombreuses étapes sont encore nécessaires avant de mener celui-ci jusqu'à une présentation complète. L'évaluation de cet indice par notamment une étude longitudinale semble indispensable.

II. Perspectives

II.1. Vers la mise en place d'une éducation thérapeutique

La prévalence importante des TMS chez les utilisateurs de FRM, et la survenue possible tout au long de leur vie, nécessite la mise en place d'un suivi avec pour objectif premier de prévenir l'apparition des TMS. Dans un premier temps, évaluer les gestes des habiletés lors des phases d'apprentissage permettrait d'aider les équipes médicales à transmettre aux nouveaux utilisateurs de fauteuil les connaissances nécessaires à la réalisation des techniques les moins traumatisantes. Dans un second temps évaluer les activités quotidiennes d'un utilisateur de FRM permettrait d'identifier le niveau de risque global de son quotidien et d'établir certaines recommandations dans la réalisation ou non sur cet ensemble d'activités. Pour cela nous avons au cours de ces études, décrit le niveau de risque de survenue de TMS de plusieurs habiletés lié à l'utilisation du FRM. Nous avons observé que le niveau de risque varie d'une habileté à l'autre et ainsi que les sollicitations articulaires. Cependant pour être complète l'analyse du niveau de risque doit se faire en tenant compte des aspects environnementaux. En effets la littérature a mis en évidence un certain nombre de paramètres influençant les efforts mécaniques. C'est le cas notamment du type de revêtement de sol dans le cas de la propulsion. Cowan et al (2009) ont évalué la propulsion sur 4 surfaces différentes. Ils mettent en évidence que les pics de force résultante et tangentielle augmentaient lorsque les résistances à l'avancement croissaient. De même au niveau du transfert, Gagnon et al (2008) ont montré dans leurs études que les efforts mécaniques étaient plus importants lors d'un transfert vers une surface plus élevée ou sur une cible instable. Ces études montrent l'importance de l'environnement dans le risque de survenue de TMS, il est nécessaire de pondérer l'Indice d'Inconfort en prenant en considération les paramètres environnementaux. Ces aspects soulignent la nécessité d'évaluer en situation écologique afin d'être le plus pertinent possible pour identifier la combinaison de situations à risque de TMS.

ANNEXES

ANNEXE 1 : CONSTRUCTION DES REPERES SEGMENTAIRES.

I. Placement des marqueurs

Le positionnement des marqueurs anatomiques est réalisé conformément aux recommandations de la Société Internationale de Biomécanique (ISB) [Wu et al. 2005]. Ainsi, les marqueurs sont positionnés sur des points osseux caractéristiques et facilement palpables (tableau 22)

Nom du marqueur	Nom du point anatomique sur lequel est positionné le marqueur
MCP2	Extrémité distale du 2e Métacarpe de la main droite
MCP5	Extrémité distale du 5e Métacarpe de la main droite
POI1	Styloïde radial du poignet droit
POI2	Styloïde ulnaire du poignet droit
TB	Tubérosité Deltoïdienne
EPIM	Épicondyle médial du coude droit
EPIL	Épicondyle latéral du coude droit
B	Marqueur technique du bras droit
AA	Angulaire de l'acromion droit
AC	Articulation acromio-claviculaire droite
IJ	Incisure jugulaire
PX	Processus xiphoïde
C7	C7
T8	T8
AcroL	Angulaire de l'acromion droit

Tableau 22: liste des marqueurs positionnés sur les sujets

Le repère Gléno Huméral (GH) n'est pas à proprement parler un repère osseux, mais est nécessaire pour définir le sens de l'axe longitudinal de l'humérus. Le GH peut être estimé par une analyse de régression [Meskers et al. 1998] ou par le calcul du point de pivot des axes hélicoïdaux instantanés (IHA) des mouvements du GH [Stokdijk et al. 2000].

II. Détermination des centres et des axes articulaires

Une prise statique permet de quantifier en l'absence de mouvement et donc de glissement de peau, la position des marqueurs anatomiques servant à la détermination des caractéristiques des articulations. Le calcul des angles articulaires est réalisé à partir des trajectoires de chaque marqueur et un minimum de trois marqueurs par segment est nécessaire. Ainsi, le calcul est réalisé en trois étapes :

II.1. Création des repères segmentaires

La définition de repères anatomiques nécessite la connaissance de deux axes non colinéaires définis à partir des caractéristiques anatomiques et/ou fonctionnelles du squelette. La direction d'un axe est définie grâce aux positions de deux points ou par la détermination d'un point et d'un vecteur directeur de l'axe. Il est donc nécessaire de caractériser les points et les axes de la chaîne cinématique étudiée qui représentent les centres et axes articulaires. Les recommandations de l'ISB permettent de définir les noms et les orientations des axes de repères orthonormés associés au repère global. Ils sont donc ainsi définis : l'axe Y vertical et dirigé vers le haut, l'axe X pointé vers l'avant et l'axe Z pointé médialement. Les trois marqueurs caractéristiques du segment permettent de définir deux vecteurs et de créer un repère orthonormé direct du segment (par double produit vectoriel) Ce dernier se présente sous forme d'une matrice 3*3 contenant les vecteurs de base du repère exprimés dans le repère global.

II.2. Calcul de la matrice de rotation

Les segments corporels sont supposés rigides. Dans l'espace, la relation entre les positions d'un point appartenant à un corps rigide S entre deux instants t_1 et t_2 est donnée par l'équation suivante :

$$Z_{t2} = T \times Z_{t1} = T \times \begin{bmatrix} y_{t1} \\ 1 \end{bmatrix}$$

Chaque segment possède un repère permettant de connaître son orientation dans le repère global. La matrice de rotation (R) entre deux segments consécutifs est donc obtenue par produit de la matrice du segment proximal et de la transposée de la matrice du segment distal.

Ceci revient à exprimer la matrice de rotation R de l'équation ainsi :

$$R = R_{axe1} \times R_{axe2} \times R_{axe3}$$

Avec $R_{axe i}$ la matrice correspondant à une rotation plane autour de l'axe i

Cette matrice permet d'exprimer l'orientation du segment distal par rapport au segment proximal. Si on la complète avec le vecteur colonne des coordonnées de l'origine du segment distal dans le repère proximal et avec la ligne (0 ; 0 ; 0 ; 1), on obtient une matrice 4*4. Cette dernière, la matrice de passage

(T), permet le calcul des positions et des orientations du segment distal dans le repère du segment proximal.

Avec T la matrice de transformation définie par

$$T = \begin{bmatrix} R & d \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$$

R étant la matrice définissant la rotation de S entre t_1 et t_2 . Elle est orthonormée, de dimensions 3x3 et telle que $R^T R = R R^T = I$ et de $(R)^T = 1.R^T$ est la matrice transposée de R et I la matrice identité. d est le vecteur de translation de S entre les instants t_1 et t_2 .

II.3. Application de la séquence de rotation choisie :

Les matrices de rotation R permettent d'obtenir les angles de trois rotations successives entre deux segments consécutifs. Pour cela, on leur applique une séquence de rotation dont le choix affecte les valeurs des angles obtenus [Senk & Chèze 2006]. Le tableau suivant (Tableau 23) récapitule les séquences qui ont été utilisées ainsi que les repères segmentaires. Ces séquences et ces repères sont conformes aux recommandations de l'ISB, excepté lorsque des problèmes de « gimbal lock » apparaissent avec la séquence recommandée. C'est le cas pour l'épaule où nous avons remplacé la séquence Y-X-Y par la séquence Z-X-Y recommandée par Senk [Senk & Chèze 2006].

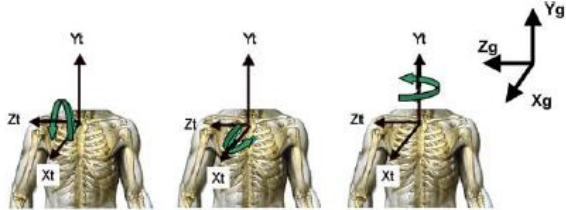
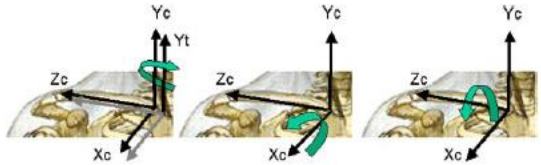
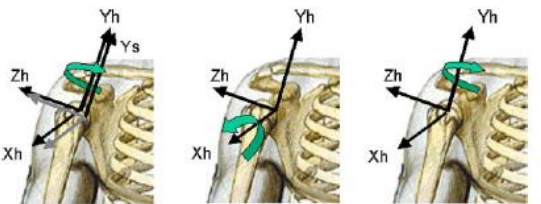
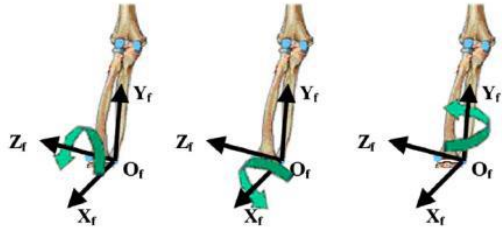
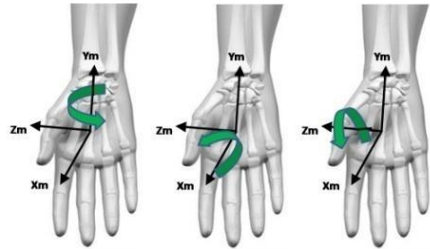
Segment	Repère anatomique	Séquence de rotation	Illustration
Tronc	Origine : milieu de [IJ-C7] Yt : milieu de [PX-T8] → origine Zt : $Yt \wedge IJ \rightarrow C7$ Xt : $Yt \wedge Zt$ Rotation e1 : Flexion (-) / Extension (+) e2 : Rotation latérale droite (+) / gauche (-) e3 : Rotation axiale gauche (+) / droite (-)	Z-X-Y	
Clavicule	Origine : IJ Zc : IJ → AA Xc : $Yt \wedge Zc$. Yc : $Zc \wedge Xc$. Rotation e1 : Protraction (+) / Rétraction (-) e2 : Elévation (-) / Dépression (+) e3 : Rotation axiale arrière (+) / avant (-)	Y-X-Z	
Humérus	Origine : CREP Yh : milieu [EPIM-EPIL] → Origine Xh : Origine → EPIM \wedge Origine → EPIL Zh : $Xh \wedge Yh$. Rotation e1 : Flexion (+) / Extension (-) e2 : Elévation (-) e3 : Rotation axiale médiale (+) / latérale (-)	Z-X-Y	
Avant-bras	Origine : milieu [POI1-POI2] Yf : milieu [EPIM-EPIL]. → origine Xf : $Yf \wedge POI1 \rightarrow POI2$ Zf : $Xf \wedge Yf$. Rotation e1 : Flexion (+) / Hyper-extension (-) e2 : Carrying angle, interne (+) / externe (-) e3 : Pronation (+) / Supination (-)	Z-X-Y	
Main	Origine : milieu [MCP2-MCP5] Ym : milieu [POI1-POI2] → origine. Xm : $Ym \rightarrow MCP2 \wedge Ym \rightarrow MCP5$. Zm : $Zm \wedge Xm$. Rotation e1 : Rotation axiale de la main e2 : Déviation radiale (-) / ulnaire (+) e3 : Flexion (+) / Extension (-)	Z-X-Y	

Tableau 23: Repères anatomiques et séquences utilisées pour le calcul des angles articulaires. Le repère ($X_g; Y_g; Z_g$) représente le repère global. Basé sur [Louis 2009]

ANNEXE 2 : QUESTIONNAIRE

Pondération des facteurs de risques de TMS chez les utilisateurs de fauteuil roulant manuel

1. Évaluez de 0 à 10 le risque de survenue de troubles musculo squelettiques par articulation.

La somme des notations doit être égale à 10

épaule	<input type="text"/>
coude	<input type="text"/>
poignet	<input type="text"/>
total	10

2. Pour les activités en chaîne ouverte (propulsion fauteuil, préhension.), évaluez de 0 à 10 l'importance de la posture dans la survenue de TMS .

La somme des notations doit être égale à 10

II.4. Épaule

Flexion/ext	<input type="text"/>
Abduction/add	<input type="text"/>
Rotation int/ext	<input type="text"/>
total	10

II.5. Coude

Flexion/ext	<input type="text"/>
pronation/supination	<input type="text"/>
total	10

II.6. Poignet

Flexion/ext	<input type="text"/>
Abduction/add	<input type="text"/>
total	10

3. Pour les activités en chaîne fermée (push up, transferts..), évaluez de 0 à 10 les mouvements les plus responsables dans la survenue de TMS En chaîne fermée lors de push-up ou de transfert, tu n'auras pas les mouvements flexion/extension.. Ce sera du style élévation épaule, appui poignet en hyperextension ou en position neutre si appui poing...

La somme des notations doit être égale à 10

II.7. Épaule

Flexion/ext	<input type="text"/>
Abduction/add	<input type="text"/>
Rotation int/ext	<input type="text"/>
total	10

II.8. Coude

Flexion/ext	<input type="text"/>
Pronation/supination	<input type="text"/>
total	10

II.9. Poignet

Flexion/ext	<input type="text"/>
Abduction/add	<input type="text"/>
total	10

4. Évaluez de 0 à 10, pour chaque articulation et degré de liberté, l'importance de chaque facteur dans la survenue des TMS.

La somme des notations doit être égale à 10. Si pour vous la posture est autant délétère que les efforts mettez la même note à chacun

II.10. Épaule

Flexion

posture, amplitude	<input type="text"/>
force, moment	<input type="text"/>

Extension

posture, amplitude	<input type="text"/>
force, moment	<input type="text"/>

Total 10

II.11. Coude

Flexion

posture, amplitude	<input type="text"/>
force, moment	<input type="text"/>

Extension

posture, amplitude	<input type="text"/>
force, moment	<input type="text"/>

Total 10

II.12. Poignet

Flexion

posture, amplitude	<input type="text"/>
force, moment	<input type="text"/>

Extension

posture, amplitude	<input type="text"/>
force, moment	<input type="text"/>

Total 10

Abduction

posture, amplitude	<input type="text"/>
force, moment	<input type="text"/>

Adduction

posture, amplitude	<input type="text"/>
force, moment	<input type="text"/>

Total 10

Pronation

posture, amplitude	<input type="text"/>
force, moment	<input type="text"/>

Supination

posture, amplitude	<input type="text"/>
force, moment	<input type="text"/>

Total 10

Abduction

posture, amplitude	<input type="text"/>
force, moment	<input type="text"/>

Adduction

posture, amplitude	<input type="text"/>
force, moment	<input type="text"/>

Total 10

Rotation interne

posture, amplitude	<input type="text"/>
force, moment	<input type="text"/>

Rotation externe

posture, amplitude	<input type="text"/>
force, moment	<input type="text"/>

Total 10

ANNEXES 3 : TABLEAU DES REGLES

Cinématique de l'Épaule

Flexion -extension	Abduction-Adduction	Rotation interne-externe	risque	poids
Faible	Faible	Faible	F	0,25
		Moyen	F	0,325
		Important	I	0,475
	Moyen	Faible	M	0,325
		Moyen	M	0,4
		Important	I	0,55
	Important	Faible	I	0,475
		Moyen	I	0,55
		Important	I	0,7
Moyen	Faible	Faible	M	0,35
		Moyen	M	0,425
		Important	I	0,575
	Moyen	Faible	M	0,425
		Moyen	M	0,5
		Important	I	0,65
	Important	Faible	I	0,575
		Moyen	I	0,65
		Important	I	0,8
Importante	Faible	Faible	I	0,55
		Moyen	I	0,625
		Important	I	0,775
	Moyen	Faible	I	0,625
		Moyen	I	0,7
		Important	I	0,85
	Important	Faible	I	0,775
		Moyen	I	0,85
		Important	I	1

Cinématique du Coude

Flexion-Extension	Prono-supination	risque	poids
Faible	Faible	F	0,25
	Moyen	F	0,3
	Important	F	0,4
Moyen	Faible	M	0,45
	Moyen	M	0,5
	Important	M	0,6
Important	Faible	I	0,85
	Moyen	I	0,9
	Important	I	1

Cinématique du Poignet

Flexion-Extension	Déviatio radio-ulnaire	risque	poids
Faible	Faible	F	0,25
	Moyen	M	0,375
	Important	I	0,625
Moyen	Faible	M	0,375
	Moyen	M	0,5
	Important	I	0,75
Importante	Faible	I	0,625
	Moyen	I	0,75
	Important	I	1

Indice cinématique

Épaule	Coude	Poignet	risque	poids
Faible	Faible	Faible	F	0,25
		Moyen	F	0,325
		Important	I	0,475
	Moyen	Faible	M	0,3
		Moyen	M	0,375
		Important	I	0,525
	Important	Faible	I	0,4
		Moyen	I	0,475
		Important	I	0,625
Moyen	Faible	Faible	M	0,375
		Moyen	M	0,45
		Important	I	0,6
	Moyen	Faible	M	0,425
		Moyen	M	0,5
		Important	I	0,65
	Important	Faible	I	0,525
		Moyen	I	0,6
		Important	I	0,75
Importante	Faible	Faible	I	0,625
		Moyen	I	0,7
		Important	I	0,85
	Moyen	Faible	I	0,675
		Moyen	I	0,75
		Important	I	0,9
	Important	Faible	I	0,775
		Moyen	I	0,85
		Important	I	1

Cinétique de l'Épaule

Flexion -extension	Abduction-Adduction	Rotation interne-externe	risque	poids
Faible	Faible	Faible	F	0,25
		Moyen	F	0,375
		Important	I	0,625
	Moyen	Faible	M	0,3125
		Moyen	M	0,4375
		Important	I	0,6875
	Important	Faible	I	0,4375
		Moyen	I	0,5625
		Important	I	0,8125
Moyen	Faible	Faible	M	0,3125
		Moyen	M	0,4375
		Important	I	0,6875
	Moyen	Faible	M	0,375
		Moyen	M	0,5
		Important	I	0,75
	Important	Faible	I	0,5
		Moyen	I	0,625
		Important	I	0,875
Importante	Faible	Faible	I	0,4375
		Moyen	I	0,5625
		Important	I	0,8125
	Moyen	Faible	I	0,5
		Moyen	I	0,625
		Important	I	0,875
	Important	Faible	I	0,625
		Moyen	I	0,75
		Important	I	1

Cinétique du Coude

Flexion-Extension	Prono-supination	risque	poids
Faible	Faible	F	0,25
	Moyen	F	0,3
	Important	F	0,4
Moyen	Faible	M	0,45
	Moyen	M	0,5
	Important	M	0,6
Important	Faible	I	0,85
	Moyen	I	0,9
	Important	I	1

Cinétique du Poignet

Flexion-Extension	Déviation radio-ulnaire	risque	poids
Faible	Faible	F	0,25
	Moyen	M	0,375
	Important	I	0,625
Moyen	Faible	M	0,375
	Moyen	M	0,5
	Important	I	0,75
Importante	Faible	I	0,625
	Moyen	I	0,75
	Important	I	1

Indice cinétique

Épaule	Coude	Poignet	risque	poids
Faible	Faible	Faible	F	0,25
		Moyen	F	0,325
		Important	I	0,475
	Moyen	Faible	M	0,3
		Moyen	M	0,375
		Important	I	0,525
	Important	Faible	I	0,4
		Moyen	I	0,475
		Important	I	0,625
Moyen	Faible	Faible	M	0,375
		Moyen	M	0,45
		Important	I	0,6
	Moyen	Faible	M	0,425
		Moyen	M	0,5
		Important	I	0,65
	Important	Faible	I	0,525
		Moyen	I	0,6
		Important	I	0,75
Importante	Faible	Faible	I	0,625
		Moyen	I	0,7
		Important	I	0,85
	Moyen	Faible	I	0,675
		Moyen	I	0,75
		Important	I	0,9
	Important	Faible	I	0,775
		Moyen	I	0,85
		Important	I	1

Indice Global

Cinétique	Cinématique	risque	poids
Faible	Faible	F	0,25
	Moyen	F	0,3
	Important	F	0,4
Moyen	Faible	M	0,45
	Moyen	M	0,5
	Important	M	0,6
Importante	Faible	I	0,85
	Moyen	I	0,9
	Important	I	1

ANNEXE 4 : RESULTATS ETUDE 1

		Niveau de risque	Cinématique								Cinétique							
			0°	2,7°	3,6°	4,8°	0°	2,7°	3,6°	4,8°	0°	2,7°	3,6°	4,8°	0°	2,7°	3,6°	4,8°
Flexion Extension	Poussée	Faible	13,5	16,8	18,9	10,1	19,3	9,2	17,8	8,1	28,4	12,8	15,8	11,3	9,7	8,3	11,2	8,6
		Moyen	57,1	28,9	68,2	14,0	69,2	14,2	75,2	12,2	63,0	17,6	52,5	24,7	45,8	19,2	42,9	14,4
		Important	29,5	32,1	12,8	16,4	11,5	13,7	7,0	11,2	8,6	15,1	31,6	25,1	44,6	18,5	46,0	13,9
	Retour	Faible	79,1	19,2	84,7	14,2	78,2	17,3	82,8	16,5	89,0	16,1	52,9	31,8	40,1	24,3	27,1	10,6
		Moyen	16,2	15,9	14,0	13,5	19,1	17,5	15,5	15,8	11,0	16,1	46,3	30,8	59,4	24,0	72,9	10,6
		Important	4,8	7,6	1,4	3,1	2,7	6,3	1,7	4,7	0	0	0,8	3,1	0,5	2,1	0	0
Abduction Adduction	Poussée	Faible	4,0	9,4	4,1	7,4	3,4	6,8	1,8	4,2	90,7	14,7	82,6	16,3	80,8	19,0	83,6	17,0
		Moyen	92,3	19,2	82,1	24,0	73,1	33,2	80,0	32,0	5,7	11,1	49,6	27,4	53,1	21,9	51,8	20,3
		Important	3,7	11,5	13,7	24,9	23,5	32,2	18,2	30,6	0,0	0,0	0,8	3,0	0,3	1,4	2,0	5,3
	Retour	Faible	81,1	21,2	80,1	22,9	78,5	25,4	79,6	23,6	100,0	0,0	88,3	24,0	90,7	18,9	90,9	22,5
		Moyen	18,9	21,2	19,5	22,4	21,3	25,3	20,1	23,1	2,6	6,1	16,8	18,4	19,8	20,8	20,4	18,1
		Important	0	0	0,5	1,8	0,1	0,5	0,3	1,3	0	0	0	0	0	0	0	0
Rotation Interne Externe	Poussée	Faible	43,7	41,2	22,9	29,3	23,7	24,6	21,6	27,0	89,3	28,2	66,0	33,3	56,3	28,1	48,9	19,9
		Moyen	54,4	39,4	67,8	30,8	67,2	22,6	65,4	24,2	58,3	24,6	45,8	23,5	45,5	18,6	47,8	16,5
		Important	1,9	5,9	9,3	19,1	9,1	15,2	13,1	15,6	19,2	20,1	37,3	20,4	42,3	19,3	42,7	15,8
	Retour	Faible	86,8	18,4	84,6	18,2	80,1	22,7	82,7	22,1	99,3	1,9	68,0	39,8	60,3	43,5	48,5	43,0
		Moyen	13,2	18,4	12,9	14,2	15,3	18,2	13,1	18,9	14,2	21,3	34,7	32,5	44,5	33,7	55,0	25,7
		Important	0	0	2,5	8,3	4,7	11,4	4,2	9,5	0,8	2,5	0,9	3,6	0,8	3,1	0	0
Épaule	Poussée	Faible	5,5	9,7	6,2	9,1	5,8	7,8	4,0	6,8	100,0	0	80,2	28,1	75,4	25,1	69,7	22,5
		Moyen	40,8	31,4	43,4	29,7	46,7	29,5	49,1	29,6	45,7	21,5	32,1	21,7	24,7	13,9	24,9	10,1
		Important	53,7	33,8	50,5	32,9	47,5	32,6	46,9	31,2	16,9	21,8	45,7	22,3	55,9	13,9	59,4	11,5
	Retour	Faible	77,1	21,9	83,2	18,9	77,4	22,4	79,5	21,3	100,0	0	76,2	37,6	76,6	33,4	62,5	43,4
		Moyen	22,4	21,4	11,5	10,2	13,2	10,3	12,8	13,4	3,6	8,5	18,3	23,5	30,3	26,2	36,2	25,0
		Important	0,6	1,6	5,4	11,0	9,5	14,3	7,7	12,1	0	0	3,8	10,4	1,1	3,3	0,2	0,8

		Niveau de risque	Cinématique								Cinétique							
			0°		2,7°		3,6°		4,8°		0°		2,7°		3,6°		4,8°	
Flexion Extension	Poussée	Faible	42,3	24,3	50,4	21,1	47,1	22,3	44,8	23,5	67,4	25,7	53,9	19,8	42,5	22,6	39,9	13,5
		Moyen	57,7	24,3	45,4	21,7	50,1	23,7	49,6	26,6	32,6	25,7	46,1	19,8	57,5	22,6	60,1	13,5
		Important	0	0	4,2	5,8	2,7	4,8	5,7	5,9	0	0	0	0	1,3	3,8	3,0	6,9
	Retour	Faible	88,7	17,4	81,8	20,0	78,4	23,9	81,2	21,8	99,6	1,6	95,9	9,7	95,9	7,3	95,5	8,3
		Moyen	11,3	17,4	17,7	20,0	19,0	21,2	13,8	16,2	0,4	1,6	4,1	9,7	4,1	7,3	4,5	8,3
		Important	0	0	0,5	1,5	2,5	4,9	5,1	10,2	0	0	0	0	0	0	0	0
Pronation Supination	Poussée	Faible	19,1	23,4	28,6	30,2	28,8	29,9	27,2	27,1	44,5	34,4	25,8	24,4	23,9	22,9	20,3	19,7
		Moyen	78,3	23,0	67,0	28,3	63,9	28,3	66,3	25,7	51,0	31,3	61,5	27,1	64,1	23,4	61,8	19,2
		Important	2,5	7,1	4,4	10,0	7,3	15,8	6,5	15,6	4,5	14,6	12,8	21,6	12,0	21,1	17,9	20,9
	Retour	Faible	87,4	20,5	90,3	19,2	91,1	17,1	92,5	17,5	91,7	16,3	81,5	19,2	79,1	19,2	80,1	18,3
		Moyen	12,6	20,5	8,7	17,4	7,2	12,4	7,5	17,5	8,2	16,0	18,5	19,2	20,5	19,1	19,9	18,3
		Important	0	0	1,0	4,2	1,7	6,8	0	0	0,1	0,4	0	0	0,4	1,5	0	0
Coude	Poussée	Faible	33,9	23,7	38,4	19,8	40,1	25,2	39,3	21,8	78,4	28,1	59,0	20,2	46,2	24,6	39,7	19,1
		Moyen	62,0	24,2	48,7	23,9	49,9	27,3	45,2	22,8	18,6	23,0	29,7	14,4	38,4	19,9	40,9	19,1
		Important	4,1	8,6	12,9	9,9	10,0	9,1	15,5	8,5	3,0	9,7	11,3	19,0	15,5	20,4	19,4	18,7
	Retour	Faible	80,8	20,3	80,8	20,7	77,3	23,7	79,3	21,8	98,3	7,0	96,1	9,5	97,9	5,4	97,1	7,5
		Moyen	19,2	20,3	12,1	13,2	11,0	11,2	9,6	8,7	1,7	7,0	3,4	7,9	1,6	3,6	2,9	7,5
		Important	0	0	7,2	11,8	11,6	17,8	11,1	17,3	0	0	0,5	1,9	0,5	2,1	0	0

		Niveau de risque	Cinématique								Cinétique							
			0°		2,7°		3,6°		4,8°		0°		2,7°		3,6°		4,8°	
Flexion Extension	Poussée	Faible	18,5	18,4	21,4	15,4	19,4	15,5	18,7	15,7	72,7	26,0	23,3	9,3	21,2	10,1	17,7	7,3
		Moyen	64,7	26,0	63,8	25,3	64,1	25,8	69,7	21,2	27,3	26,0	66,1	19,6	60,7	29,0	49,6	23,8
		Important	16,8	19,0	14,8	21,0	16,5	20,5	11,5	18,4	0,0	0,0	10,6	18,3	18,1	27,8	32,7	25,1
	Retour	Faible	91,5	14,5	92,0	15,0	90,4	14,9	87,7	16,9	97,3	7,4	95,1	11,7	90,3	12,6	94,1	10,9
		Moyen	8,5	14,5	8,0	15,0	9,6	14,9	12,2	16,8	2,7	7,4	4,9	11,7	9,7	12,6	5,9	10,9
		Important	0	0	0	0	0	0	0,1	0,6	0	0	0	0	0	0	0	0
Deviation Ulna radiale	Poussée	Faible	17,5	14,7	18,1	11,1	17,7	10,9	13,8	8,1	68,7	30,4	50,6	23,9	43,7	27,4	36,7	23,1
		Moyen	59,0	19,1	45,4	14,1	45,2	15,1	44,4	13,7	30,2	29,5	47,1	23,0	54,3	25,4	63,1	22,9
		Important	23,6	19,7	36,5	14,5	37,1	17,1	41,7	15,2	1,1	4,6	2,3	7,8	2,0	5,8	0,3	1,1
	Retour	Faible	71,4	28,1	72,2	25,1	66,4	25,2	67,3	26,8	99,4	2,5	96,1	9,2	93,0	13,5	94,9	9,8
		Moyen	18,7	19,5	14,5	12,7	14,8	8,7	15,2	12,6	0,6	2,5	3,9	9,2	6,4	12,3	5,1	9,8
		Important	9,9	13,0	13,3	17,1	18,8	19,0	17,5	17,6	0	0	0	0	0,6	2,5	0	0
Poignet	Poussée	Faible	4,0	9,4	4,3	7,1	3,6	7,0	2,2	4,5	71,5	29,2	26,2	10,0	24,1	12,3	19,2	9,0
		Moyen	64,4	20,7	64,1	24,2	65,3	21,1	64,6	23,8	28,5	29,2	73,8	10,0	75,9	12,3	80,8	9,0
		Important	31,6	22,3	31,6	26,1	31,1	20,7	33,2	24,3	0,9	3,8	9,4	14,9	13,0	19,2	17,6	19,7
	Retour	Faible	73,6	27,9	73,4	24,1	68,9	25,3	68,6	26,8	98,1	5,9	95,4	10,4	90,2	13,7	94,7	9,1
		Moyen	23,8	26,6	23,6	21,7	29,1	23,7	28,5	26,7	1,9	5,9	4,6	10,4	9,8	13,7	5,3	9,1
		Important	2,7	7,6	3,1	8,4	2,1	5,8	2,9	6,8	0	0	0	0	0,8	3,1	0	0

Tableau 24: Distribution l'Indice d'Inconfort Articulaire cinématique et cinétique de chaque articulation et chaque degré de liberté au cours des phases de poussée et de retour en fonction de la pente (%)

		Niveau de risque	Global							
			0°		2,7°		3,6°		4,8°	
Epaule	Poussée	Faible	14,5	20,8	6,4	10,0	6,2	8,5	3,4	6,2
		Moyen	41,2	19,9	39,6	18,3	38,7	13,5	37,3	14,0
		Important	44,3	24,1	48,1	22,1	55,1	13,9	59,2	15,0
	Retour	Faible	92,8	11,3	73,4	32,0	69,5	27,9	67,4	24,1
		Moyen	7,2	11,3	18,0	21,8	26,9	23,5	27,9	20,4
		Important	0	0	2,7	9,9	3,6	8,2	4,7	10,4
Coude	Poussée	Faible	67,6	30,4	42,2	22,1	40,6	26,2	28,4	17,8
		Moyen	29,6	27,0	47,8	20,0	52,0	21,9	62,0	17,2
		Important	2,9	8,1	4,1	8,9	7,4	11,8	9,6	14,0
	Retour	Faible	92,4	12,7	79,4	26,9	83,8	21,6	83,6	19,6
		Moyen	7,6	12,7	14,7	17,8	15,2	19,6	16,4	19,6
		Important	0	0	0	0	1,0	4,1	0	0
Poignet	Poussée	Faible	37,7	31,9	13,7	10,5	14,0	13,9	9,9	8,3
		Moyen	59,4	31,9	47,1	24,5	44,2	21,5	36,7	21,7
		Important	2,9	7,2	33,3	23,9	41,8	24,7	53,4	23,6
	Retour	Faible	93,3	11,6	85,1	27,3	86,8	18,1	88,1	18,0
		Moyen	6,7	11,6	8,0	15,1	11,1	16,2	10,3	16,7
		Important	0,0	0,0	1,0	2,7	2,1	5,3	1,7	4,4
Cin	Poussée	Faible	4,5	8,3	5,9	9,0	6,6	10,7	3,6	7,1
		Moyen	46,7	27,9	37,9	21,4	41,2	21,9	41,5	23,2
		Important	48,8	28,5	50,3	24,3	52,2	24,7	54,9	24,3
	Retour	Faible	78,5	21,9	75,5	27,9	75,2	22,5	77,6	22,1
		Moyen	18,4	19,0	12,9	14,7	15,0	13,4	12,9	11,0
		Important	3,1	8,0	5,7	13,7	9,8	18,5	9,5	16,2
Dyn	Poussée	Faible	50,5	25,6	24,7	12,1	23,6	8,9	22,5	10,1
		Moyen	42,8	23,0	49,5	20,7	52,0	20,5	41,4	13,2
		Important	6,7	17,0	19,9	21,5	24,3	22,9	36,2	16,2
	Retour	Faible	98,2	7,0	84,1	27,8	93,6	13,5	91,1	12,0
		Moyen	1,8	7,0	9,7	16,9	6,1	13,1	8,9	12,0
		Important	0	0	0,2	1,0	0,4	1,5	0,0	0
Gbl	Poussée	Faible	17,8	24,5	8,6	8,8	8,7	9,3	5,5	7,2
		Moyen	64,5	25,8	44,4	22,0	46,9	20,1	44,8	22,1
		Important	17,6	20,4	41,1	21,4	44,4	21,0	49,7	20,6
	Retour	Faible	90,1	15,6	78,6	28,1	82,2	23,3	81,8	19,9
		Moyen	9,9	15,6	13,7	16,0	16,6	21,3	17,8	19,2
		Important	0	0	1,8	7,4	1,1	4,6	0,3	1,3

Tableau 25: Distribution de l'Indice d'Inconfort Articulaire global au cours des phases de poussée et de retour en fonction de la pente (%)

ANNEXE 5 : RESULTATS ETUDE 2

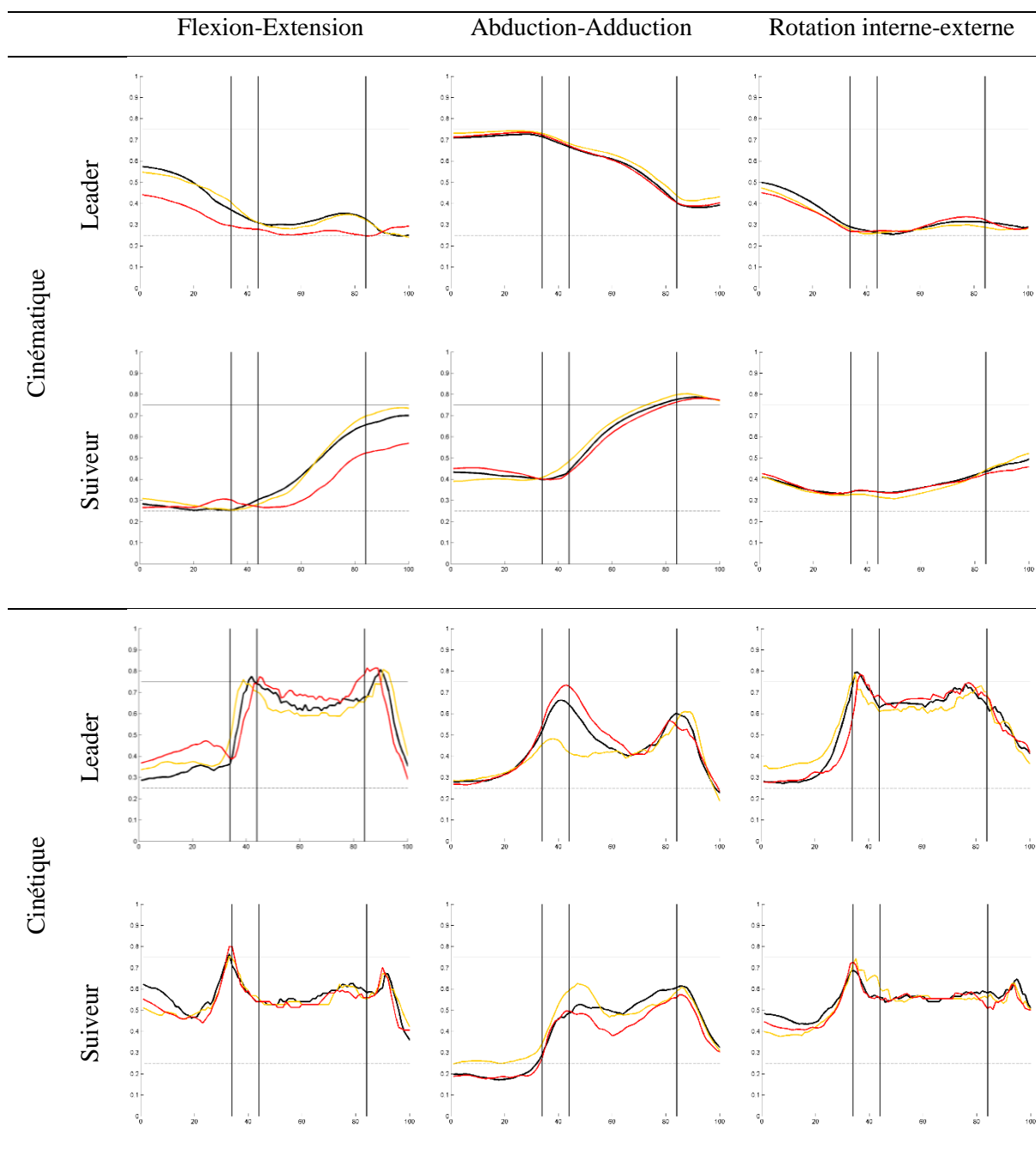


Figure 48: Cinématique et Cinétique de l'épaule des membres Leader et Suiveur lors d'un transfert selon 3 stratégies de tronc

Noir : condition naturelle, orange : tronc fléchi et rouge : stratégie verticale ; Les seuils d'inconfort moyen (0,25) et important (0,75) sont représentés par des lignes horizontales

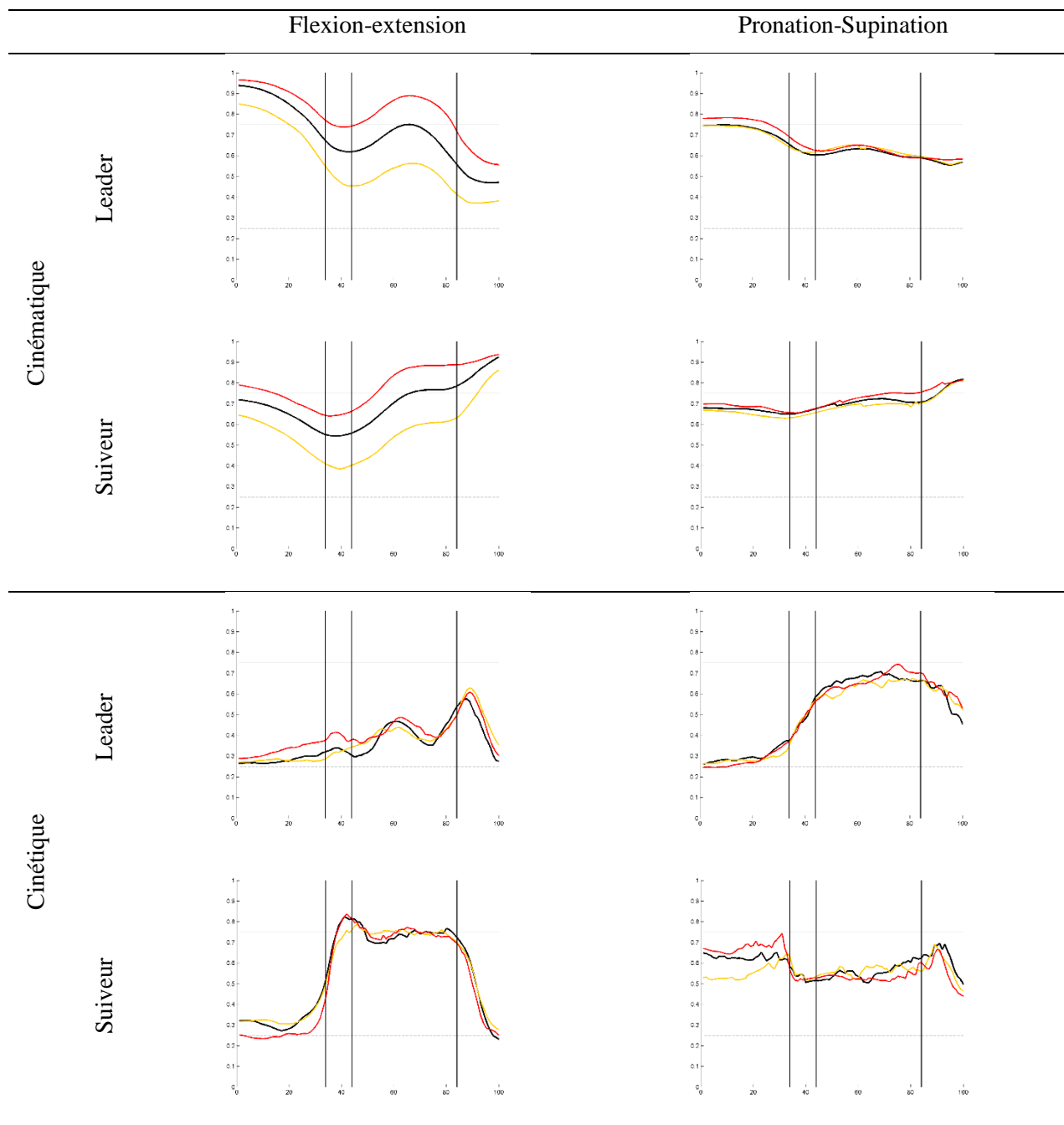


Figure 49 : Cinématique et Cinétique du coude des membres Leader et Suiveur lors d'un transfert selon 3 stratégies de tronc
 Noir : condition naturelle, orange : tronc fléchi et rouge : stratégie verticale ; Les seuils d'inconfort moyen (0,25) et important (0,75) sont représentés par des lignes horizontales

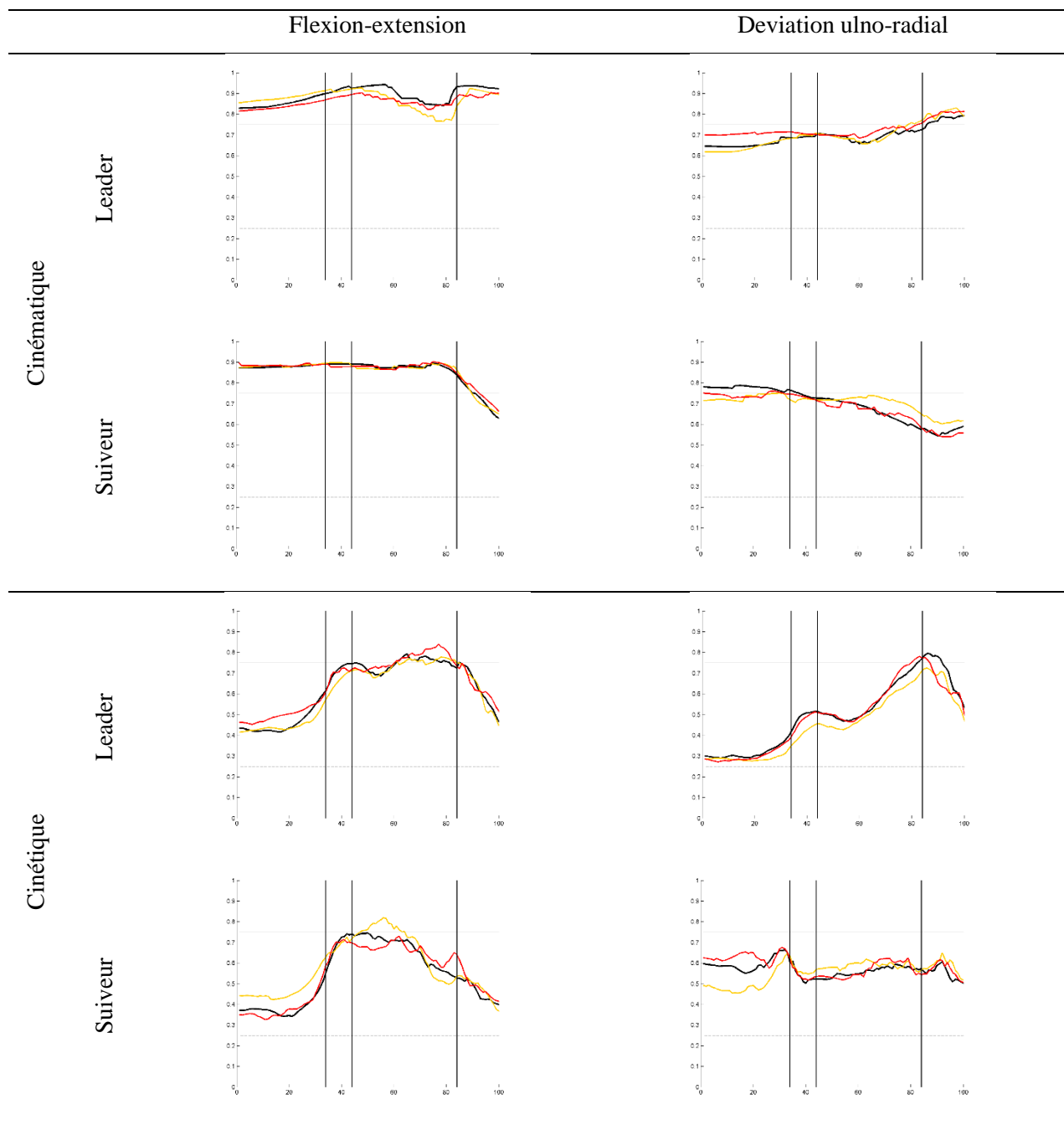


Figure 50 : Cinématique et Cinétique du poignet des membres Leader et Suiveur lors d'un transfert selon 3 stratégies de tronc
 Noir : condition naturelle, orange : tronc fléchi et rouge : stratégie verticale ; Les seuils d'inconfort moyen (0.25) et important (0.75) sont représentés par des lignes horizontales

ANNEXE 6 : RESULTATS ETUDE 3

	Niveau de risque	Cinématique						Cinétique					
		P1		P2		P3		P1		P2		P3	
Flexion Extension	Faible	21,9	32,7	28,3	35,5	24,9	43,1	16,7	35,4	15,4	32,7	27,6	41,7
	Moyen	71,5	30,4	68,5	33,9	75,1	43,1	67,0	32,8	73,1	29,2	56,6	43,3
	Important	6,7	13,6	3,2	9,7	0,0	0,0	16,3	20,8	11,5	12,7	15,7	33,1
Abduction Adduction	Faible	14,1	33,4	15,4	34,2	22,2	44,1	53,3	27,6	38,7	44,7	78,6	30,1
	Moyen	18,1	32,2	14,0	24,0	0,0	0,0	41,1	23,5	52,7	40,4	21,4	30,1
	Important	67,8	41,1	70,6	41,6	77,8	44,1	5,6	11,1	8,6	14,5	0,0	0,0
Rotation Interne Externe	Faible	24,8	36,4	28,0	37,1	27,6	42,3	31,5	33,1	28,0	34,6	60,2	40,1
	Moyen	73,7	36,3	70,6	36,4	70,7	41,4	62,2	31,1	54,5	26,7	39,0	39,5
	Important	1,5	4,4	1,4	3,3	1,6	4,9	6,3	14,6	17,6	22,1	0,8	2,4
Epaule	Faible	14,1	32,7	25,1	36,0	35,2	48,9	22,6	37,3	29,4	37,9	44,4	44,3
	Moyen	42,2	30,0	39,4	27,4	40,4	44,3	57,8	31,8	30,8	26,2	53,1	43,8
	Important	43,7	33,8	35,5	28,9	24,4	35,2	19,6	22,9	39,8	36,7	2,4	7,3
Flexion Extension	Faible	53,3	35,8	45,2	30,5	11,1	33,3	28,1	41,6	25,1	38,4	34,7	39,9
	Moyen	44,1	32,1	47,7	30,3	67,8	42,0	52,6	44,8	63,8	35,1	64,8	40,5
	Important	2,6	7,8	7,2	9,1	21,1	34,3	19,3	33,2	11,1	13,1	0,5	1,6
Pronation Supination	Faible	11,1	33,3	11,1	33,3	11,1	33,3	17,8	36,7	15,8	32,9	19,5	38,1
	Moyen	88,9	33,3	88,9	33,3	88,9	33,3	66,3	33,8	75,6	29,9	75,3	35,6
	Important	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	15,9	11,6	8,6	8,1	5,1	6,6
Coude	Faible	74,4	37,5	56,3	27,9	22,8	43,8	27,4	36,9	26,9	40,4	41,5	42,4
	Moyen	14,1	21,8	31,5	26,6	50,9	48,8	40,0	34,6	50,2	34,1	50,7	36,3
	Important	11,5	27,5	12,2	10,8	26,3	42,5	32,6	32,7	22,9	23,5	7,9	13,5
Flexion Extension	Faible	34,4	27,8	31,9	29,7	34,1	44,0	11,5	33,2	13,6	32,8	11,9	33,1
	Moyen	54,1	25,4	66,3	28,0	65,9	44,0	74,8	30,5	76,0	30,2	69,9	40,9
	Important	11,5	23,3	1,8	5,4	0,0	0,0	13,7	12,9	10,4	11,8	18,2	32,3
Deviation Ulna radiale	Faible	16,3	31,7	12,5	33,1	11,1	33,3	18,1	35,3	14,3	32,9	12,2	33,1
	Moyen	53,3	34,0	60,6	28,6	53,7	45,7	65,2	30,6	74,6	30,0	62,3	47,7
	Important	30,4	28,7	26,9	18,9	35,2	43,1	16,7	18,5	11,1	7,4	25,5	43,3
Poignet	Faible	11,1	33,3	12,9	33,1	11,1	33,3	13,0	33,1	11,5	33,2	11,4	33,2
	Moyen	63,3	32,4	66,7	28,7	72,9	37,7	50,4	30,8	63,1	26,0	53,7	44,3
	Important	25,6	24,0	20,4	17,9	16,0	26,7	36,7	30,3	25,4	15,0	35,0	41,5

Tableau 26 : Distribution de l'Indice d'Inconfort Articulaires au cours des trois phases du franchissement d'obstacle

P1 : levée des roues avant, P2 : montée roues arrière, P3 : stabilisation

RÉFÉRENCES



- Aarås, A.**, 1994. The impact of ergonomic intervention on individual health and corporate prosperity in a telecommunications environment. *Ergonomics*, 37(10), pp.1679–96.
- Abadia, G., Cosset, Y., Delepiné, A., Chapoutier-Guillon, A., Marques, K., et al.**, 2010. Les maladies professionnelles Guide d'accès aux tableaux du régime général et du régime agricole de la Sécurité sociale. *INRS*, (ED 835).
- El ahrache, K. & Imbeau, D.**, 2009. Comparison of rest allowance models for static muscular work. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 39(1), pp.73–80.
- Alberts, J.L., Saling, M. & Stelmach, G.E.**, 2002. Alterations in transport path differentially affect temporal and spatial movement parameters. *Experimental Brain Research*, 143(4), pp.417–25.
- Algera, J.A., Reitsma, W.D., Scholtens, S., Vrms, A.A.C. & Wunen, C.J.D.**, 1990. Ingredients of ergonomic intervention: how to get ergonomics applied. *Ergonomics*, 33(5), pp.557–578.
- Algood, S.D., Cooper, R. a, Fitzgerald, S.G., Cooper, R. & Boninger, M.L.**, 2005. Effect of a pushrim-activated power-assist wheelchair on the functional capabilities of persons with tetraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(3), pp.380–6.
- American Academy of Orthopaedic**, 1966. Joint MotAmerican Academy of Orthopaedic Surgeons: Method of Measuring and Recording. *Journal of Bone Joint Surgery Br*, 48-B(4), p.857–.
- Apple, D.F., Cody, R. & Allen, A.**, 1996. Chapter Five Overuse Syndrome of the Upper Limb in People With Spinal Cord Injury. , (13).
- Aptel, M. & Aublet-Cuvelier, a.**, 2005. Prévenir les troubles musculosquelettiques du membre supérieur : un enjeu social et économique. *Santé Publique*, 17(3), p.455.
- Aptel, M., Aublet-Cuvelier, A. & Claude Cnockaert, J.**, 2002. Work-related musculoskeletal disorders of the upper limb. *Joint Bone Spine*, 69(6), pp.546–555.
- Aptel, M., Aublet-Cuvelier, A. & Cnockaert, J.-C.**, 2002. Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur liés au travail. *Revue du Rhumatisme*, 69(12), pp.1181–1190.
- Aptel, M., CAIL, F. & Aublet-Cuvelier, A.**, 2011. Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur (TMS-MS) Guide pour les préventeurs. *INRS*, (ED 957).
- Arabi, H., Aissaoui, R., Rousseau, J., Peugeot-citroën, P.S.A., Bourbonnais, D., et al.**, 2004. Evaluation of minimal mechanical effort during the ramp access of manual wheelchair. *Ergonomia IJE&HF*, 26(3), pp.2–5.
- Armstrong, T.J., Buckle, P., Fine, L.J., Hagberg, M., Jonsson, B., et al.**, 1993. A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 19, pp.73–84.

Axelson, P., Minkel, J. & Chesney, D., 1994. Incorporating Personal Body Characteristics.

B

Baker, C.L. & Merkley, M.S., 2000. Clinical Evaluation of the Athlete's Shoulder. *Journal of athletic training*, 35(3), pp.256–60.

Ballinger, D. a, Rintala, D.H. & Hart, K. a, 2000. The relation of shoulder pain and range-of-motion problems to functional limitations, disability, and perceived health of men with spinal cord injury: a multifaceted longitudinal study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(12), pp.1575–81.

Bateman, J.E., 1967. Nerve injuries about the shoulder in sports. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, 49(4), pp.785–92.

Bayley, J.C., Cochran, T.P. & Sledge, C.B., 1987. The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 69(5), pp.676–678.

Bernard, B.P., Putz-Anderson, V., Burt, S.E., Cole, L.L., Fairfield-Estill, C., et al., 1997. *Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors*,

Boninger, M.L., Baldwin, M., Cooper, R.A., Koontz, A., Chan, L., et al., 2000. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(5), pp.608–13.

Boninger, M.L., Cooper, R. a, Baldwin, M. a, Shimada, S.D. & Koontz, a, 1999. Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 80(8), pp.910–5.

Boninger, M.L., Cooper, R. a, Robertson, R.N. & Rudy, T.E., 1997. Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: an analysis using a local coordinate system. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 78(4), pp.364–72.

Boninger, M.L., Cooper, R. a, Shimada, S.D. & Rudy, T.E., 1998. Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system. *Spinal cord*, 36(6), pp.418–26.

Boninger, M.L., Impink, B.G., Cooper, R. a & Koontz, A.M., 2004. Relation between median and ulnar nerve function and wrist kinematics during wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(7), pp.1141–1145.

Boninger, M.L., Koontz, A.M., Sisto, S.A., Trevor, A., Chang, M., et al., 2005. Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: Recommendations based on CULP-SCI investigations. , 42(3), pp.9–20.

Boninger, M.L., Souza, A.L., Cooper, R. a, Fitzgerald, S.G., Koontz, A.M., et al., 2002. Propulsion

patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(5), pp.718–723.

Booto Ekionea, J.-P., Bernard, P. & Plaisen, M., 2011. Consensus par la méthode Delphi sur les concepts clés des capacités organisationnelles spécifiques de la gestion des connaissances. *Recherches qualitatives.*, 29(3), pp.168–192.

Bourgeois, F., Lemarchand, C., Hubault, F., BrunC., Polin, A., et al., 2000. Troubles musculosquelettiques et travail. Quand la santé interroge l'organisation. In *Editions ANACT, Collection outils et méthodes*. p. 252.

Brose, S.W., Boninger, M.L., Fullerton, B., McCann, T., Collinger, J.L., et al., 2008. Shoulder ultrasound abnormalities, physical examination findings, and pain in manual wheelchair users with spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(11), pp.2086–93.

Brubaker, C., 1990. Ergonomic considerations. *Journal of Rehabilitation Research and Development. Clinical supplement / Veterans Administration*, (2), pp.37–48.

Buchholz, B., Paquet, V., Punnett, L., Lee, D. & Moir, S., 1996. PATH: a work sampling-based approach to ergonomic job analysis for construction and other non-repetitive work. *Applied Ergonomics*, 27(3), pp.177–87.

Buckle, P., 1997. Upper limb disorders and work: the importance of physical and psychosocial factors. *Journal of Psychosomatic Research*, 43(1), pp.17–25.

Buckle, P. & Devereux, J., 1999. work- related neck and upper limb. musculoskeletal disorders. *European Agency for Safety and Health at Work*.

Burdorf, A. & van der Beek, A., 1999. Exposure assessment strategies for work-related risk factors for musculoskeletal disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 25 Suppl 4, pp.25–30.

C

Cappello, a, La Palombara, P.F. & Leardini, a, 1996. Optimization and smoothing techniques in movement analysis. *International Journal of Bio-medical Computing*, 41(3), pp.137–51.

Carey, E.J. & Gallwey, T.J., 2002. Effects of wrist posture, pace and exertion on discomfort. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 29(2), pp.85–94.

Chaney, F.B., 1969. Employee Participation in Manufacturing Job Design. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 11(2), pp.101–105.

Chow, J.W., Millikan, T. a, Carlton, L.G., Chae, W., Lim, Y., et al., 2009. Kinematic and electromyographic analysis of wheelchair propulsion on ramps of different slopes for young men with paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(2), pp.271–8.

-
- Codine, P., Bernard, P.L., Pocholle, M. & Herisson, C.,** 2005. Évaluation et rééducation des muscles de l'épaule en isocinétisme : méthodologie, résultats et applications Isokinetic strength measurement and training of the shoulder : methodology and results. , 48, pp.80–92.
- Collinger, J.L., Boninger, M.L., Koontz, A.M., Price, R., Sisto, S.A., et al.,** 2008. Shoulder biomechanics during the push phase of wheelchair propulsion: a multisite study of persons with paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(4), pp.667–76.
- Colombini, D.,** 1998. An observational method for classifying exposure to repetitive movements of the upper limbs. *Ergonomics*, 41(9), pp.1261–89.
- Consortium for Spinal Cord Medicine,** 2005. *Preservation of upper limb function following spinal cord injury: A clinical practice guideline for health-care professionals*,
- Cooper, R. a,** 2001. Advances in Wheelchair and Related Technologies. *Medical Engineering & Physics*, 23(4), pp.iii–iv.
- Cooper, R. a, DiGiovine, C.P., Boninger, M.L., Shimada, S.D., Koontz, A.M., et al.,** 2002. Filter frequency selection for manual wheelchair biomechanics. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 39(3), pp.323–36.
- Cooper, R. a, Fitzgerald, S.G., Boninger, M.L., Prins, K., Rentschler, a J., et al.,** 2001. Evaluation of a pushrim-activated, power-assisted wheelchair. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(5), pp.702–8.
- Cooper, R. a, Horvath, S.M., Bedi, J.F., Drechsler-Parks, D.M. & Williams, R.E.,** 1992. Maximal exercise response of paraplegic wheelchair road racers. *Paraplegia*, 30(8), pp.573–81.
- Cooper, R. a, Robertson, R.N., VanSickle, D.P., Boninger, M.L. & Shimada, S.D.,** 1996. Projection of the point of force application onto a palmar plane of the hand during wheelchair propulsion. *IEEE transactions on rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4(3), pp.133–42.
- Cooper, R., Robertson, R., VanSickle, D., Boninger, M. & Shimada, S.,** 1997. Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 34(2), pp.162–70.
- Cooper, R.A.,** 1998. *Wheelchair Selection and Configuration*,
- Corfman, T. a, Cooper, R. a, Fitzgerald, S.G. & Cooper, R.,** 2003. Tips and falls during electric-powered wheelchair driving: effects of seatbelt use, legrests, and driving speed. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(12), pp.1797–1802.
- Cowan, R.E., Nash, M.S., Collinger, J.L., Koontz, A.M. & Boninger, M.L.,** 2009. Impact of surface type, wheelchair weight, and axle position on wheelchair propulsion by novice older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(7), pp.1076–83.
- Crawford, J.O., Laiou, E., Spurgeon, A. & McMillan, G.,** 2008. Musculoskeletal disorders within

the telecommunications sector—A systematic review. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38(1), pp.56–72.

Curtis, K. a, Drysdale, G. a, Lanza, R.D., Kolber, M., Vitolo, R.S., et al., 1999. Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(4), pp.453–7.

Curtis, K.A., Roach, K.E., Applegate, E.B., Amar, T., Benbow, C.S., et al., 1995. *Development of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI).*,

D

Dallmeijer, A.J., van der Woude, L.H., Veeger, H.E. & Hollander, A.P., 1998. Effectiveness of force application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal cord injuries. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 77(3), pp.213–21.

Dalyan, M., Cardenas, D.D. & Gerard, B., 1999. Upper extremity pain after spinal cord injury. *Spinal cord*, 37(3), pp.191–5.

David, G., Woods, V., Li, G. & Buckle, P., 2008. The development of the Quick Exposure Check (QEC) for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders. *Applied ergonomics*, 39(1), pp.57–69.

David, G.C., 2005. Ergonomic methods for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders. *Occupational Medicine (Oxford, England)*, 55(3), pp.190–9.

Davidoff, G., Werner, R. & Waring, W., 1991. Compressive mononeuropathies of the upper extremity in chronic paraplegia. *Paraplegia*, 29(1), pp.17–24.

Delgrosso, I. & Boillat, M.A., 1991. Carpal tunnel syndrome: role of occupation. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 63(4), pp.267–70.

Derriennic, F., Pezé, M. & Davezies, P., 1997. Analyse de la souffrance dans les lésions par efforts répétitifs : épidémiologie, Psychosomatique, Médecine du travail. In *Colloque international de psychodynamique et psychopathologie du travail, 30-31 janvier 1997, tome 1, CNAM - CIPPT 97*. pp. 209 – 251.

Desroches, G., Aissaoui, R. & Bourbonnais, D., 2008. The effect of resultant force at the pushrim on shoulder kinetics during manual wheelchair propulsion: a simulation study. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 55(4), pp.1423–31.

Desroches, G., Chèze, L. & Dumas, R., 2010. Expression of joint moment in the joint coordinate system. *Journal of biomechanical engineering*, 132(11), p.114503.

Desroches, G., Dumas, R., Pradon, D. & Chèze, L., 2010. Indice d'inconfort basé sur les efforts articulaires au poignet, au coude et à l'épaule lors de la propulsion manuelle en fauteuil roulant :

Étude de cas. *Sciences et Technologies pour le Handicap*, 4(1), pp.89–108.

- Desroches, G., Dumas, R., Pradon, D., Vaslin, P., Lepoutre, F.-X., et al.**, 2010. Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 25(4), pp.299–306.
- Desroches, G., Gagnon, D., Nadeau, S. & Popovic, M.**, 2013. Magnitude of forward trunk flexion influences upper limb muscular efforts and dynamic postural stability requirements during sitting pivot transfers in individuals with spinal cord injury. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(6), pp.1325–33.
- Desroches, G., Pradon, D., Bankolé, C., Dumas, R. & Chèze, L.**, 2009. Upper limb joint moments during wheelchair obstacle climbing. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 12(sup1), pp.99–100.
- van Drongelen, S., van der Woude, L.H., Janssen, T.W., Angenot, E.L., Chadwick, E.K., et al.**, 2005. Glenohumeral Contact Forces and Muscle Forces Evaluated in Wheelchair-Related Activities of Daily Living in Able-Bodied Subjects Versus Subjects With Paraplegia and Tetraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(7), pp.1434–1440.
- Van Drongelen, S., Van der Woude, L.H., Janssen, T.W., Angenot, E.L., Chadwick, E.K., et al.**, 2005. Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(6), pp.1214–20.
- Dul, J., Douwes, M. & Smitt, P.**, 1994. Ergonomic guidelines for the prevention of discomfort of static postures based on endurance data. *Ergonomics*, 37(5), pp.807–15.
- Dumas, R., Aissaoui, R. & de Guise, J. a**, 2004. A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 7(3), pp.159–66.
- Dumas, R., Chèze, L. & Verriest, J.-P.**, 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*, 40(3), pp.543–53.
- Dupuis, M. & Leclaire, R.**, 1991. *Pathologie médicale de l'appareil locomoteur*, Saint Hyac.,
- Dyson-Hudson, T.A. & Kirshblum, S.C.**, 2004. Shoulder pain in chronic spinal cord injury, Part I: Epidemiology, etiology, and pathomechanics. *The Journal of Spinal cord Medicine*, 27(1), pp.4–17.

E

- Ellis, R.**, 2006. *Tetraplegia and Paraplegia*, Elsevier.
- Epstein, O., Perkin, D., Devulder, B., de Bono, D.P. & Cookson, J.**, 2000. *Examen clinique: éléments de sémiologie médicale*,

F

- Faessen, H., Stee, M. & Rozendal, R.**, 1989. *Normering von polsbelasting*,
- Faupin, A.**, 2005. *Analyse Biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant à manivelles*.
- Faupin, A., Campillo, P., Weissland, T., Gorce, P. & Thevenon, A.**, 2004. The effects of rear-wheel camber on the mechanical parameters produced during the wheelchair sprinting of handibasketball athletes. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(3B), pp.421–8.
- Faville, B.A.**, 1996. One approach for an ergonomics program in a large manufacturing environment. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 18(5-6), pp.373–380.
- Finley, M. a, McQuade, K.J. & Rodgers, M.M.**, 2005. Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(1), pp.32–40.
- Finneran, A. & O’Sullivan, L.**, 2010. Force, posture and repetition induced discomfort as a mediator in self-paced cycle time. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(3), pp.257–266.
- Flatow, E.L. & Warner, J.I.**, 1998. Instability of the shoulder: complex problems and failed repairs: Part I. Relevant biomechanics, multidirectional instability, and severe glenoid loss. *Instructional course lectures*, 47, pp.97–112.
- Forcier, L., Hagberg, M. & Ilkka, K.**, 1995. *Work related musculoskeletal disorders (WMSDs) a reference book for prevention /*, London: Taylor & Francis.
- Forslund, E.B., Granström, a, Levi, R., Westgren, N. & Hirschfeld, H.**, 2007. Transfer from table to wheelchair in men and women with spinal cord injury: coordination of body movement and arm forces. *Spinal Cord*, 45(1), pp.41–8.

G

- Gagnon, D.**, 2008. Comparison of peak shoulder and elbow mechanical loads during weight-relief lifts and sitting pivot transfers among manual wheelchair users with spinal cord injury. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45(6), pp.863–874.
- Gagnon, D., Duclos, C., Desjardins, P., Nadeau, S. & Danakas, M.**, 2012. Measuring dynamic stability requirements during sitting pivot transfers using stabilizing and destabilizing forces in individuals with complete motor paraplegia. *Journal of Biomechanics*, 45(8), pp.1554–8.
- Gagnon, D., Koontz, A., Mulroy, S.J., Nawoczenski, D. a., Butler-Forslund, E., et al.**, 2009. Biomechanics of Sitting Pivot Transfers Among Individuals with a Spinal Cord Injury: A Review of the Current Knowledge. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 15(2), pp.33–58.
- Gagnon, D., Koontz, A.M., Brindle, E., Boninger, M.L. & Cooper, R. a.**, 2009. Does upper-limb muscular demand differ between preferred and nonpreferred sitting pivot transfer directions in

-
- individuals with a spinal cord injury? *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 46(9), p.1099.
- Gagnon, D., Nadeau, S., Desjardins, P. & Noreau, L.**, 2008. Biomechanical assessment of sitting pivot transfer tasks using a newly developed instrumented transfer system among long-term wheelchair users. *Journal of Biomechanics*, 41(5), pp.1104–10.
- Gagnon, D., Nadeau, S., Noreau, L., Dehail, P. & Gravel, D.**, 2008. Quantification of reaction forces during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Medicine* 40(6), pp.468–76.
- Gagnon, D., Nadeau, S., Noreau, L., Eng, J.J. & Gravel, D.**, 2009. Electromyographic patterns of upper extremity muscles during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology* , 19(3), pp.509–20.
- Gagnon, D., Nadeau, S., Noreau, L., Eng, J.J. & Gravel, D.**, 2008. Trunk and upper extremity kinematics during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(3), pp.279–90.
- Gagnon, D., Verrier, M.C., Masani, K., Nadeau, S., Aissaoui, R., et al.**, 2009. Effects of Trunk Impairments on Manual Wheelchair Propulsion Among Individuals with a Spinal Cord Injury: A Brief Overview and Future Challenges. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 15(2), pp.59–70.
- Gelberman, R.H., Hergenroeder, P.T., Hargens, A.R., Lundborg, G.N. & Akeson, W.H.**, 1981. The carpal tunnel syndrome. A study of carpal canal pressures. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, 63(3), pp.380–3.
- Gellman, H., Chandler, D.R., Petrusek, J., Sie, I., Adkins, R., et al.**, 1988. Carpal tunnel syndrome in paraplegic patients. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, 70(4), pp.517–9.
- Gellman, H., Petrusek, J., Sie, I., Adkins, R. & Waters, R.L.**, 2009. Carpal tunnel syndrome in paraplegic patients in Paraplegic Patients. , pp.517–519.
- Gellman, H., Sie, I. & Waters, R.L.**, 1988. Late complications of the weight-bearing upper extremity in the paraplegic patient. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (233), pp.132–5.
- Genaidy, A.M., Al-Shedi, A.A. & Karwowski, W.**, 1994. Postural stress analysis in industry. *Applied Ergonomics*, 25(2), pp.77–87.
- Gerhart, K.A., Bergstrom, E., Charlifue, S.W., Menter, R.R. & Whiteneck, G.G.**, 1993. Long-term spinal cord injury: functional changes over time. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74(10), pp.1030–4.
- Giesbrecht, E.M., Ripat, J.D., Quanbury, A.O. & Cooper, J.E.**, 2009. Participation in community-based activities of daily living: comparison of a pushrim-activated, power-assisted wheelchair and a power wheelchair. *Disability and rehabilitation. Assistive technology*, 4(3), pp.198–207.

-
- Gil Coury, H., Kumar, S., Rodgher, S. & Narayan, Y.,** 1998. Measurements of shoulder adduction strength in different postures. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 22(3), pp.195–206.
- Goosey-Tolfrey, V.L. & Kirk, J.H.,** 2003. Effect of push frequency and strategy variations on economy and perceived exertion during wheelchair propulsion. *European Journal of Applied Physiology*, 90(1-2), pp.154–8.
- Gorce, P. & Louis, N.,** 2012. Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users: influence of wheelchair settings. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 27(1), pp.7–15.
- de Groot, S., de Bruin, M., Noomen, S.P. & van der Woude, L.H. V,** 2008. Mechanical efficiency and propulsion technique after 7 weeks of low-intensity wheelchair training. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(4), pp.434–41.
- De Groot, S., Veeger, D.H.E.J., Hollander, a P. & Van der Woude, L.H. V,** 2002. Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(5), pp.756–66.
- de Groot, S., Veeger, H.E.J., Hollander, a P. & van der Woude, L.H. V,** 2002. Consequence of feedback-based learning of an effective hand rim wheelchair force production on mechanical efficiency. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(3), pp.219–26.
- de Groot, S., Veeger, H.E.J., Hollander, a P. & van der Woude, L.H. V.,** 2004. Effect of Wheelchair Stroke Pattern on Mechanical Efficiency. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 83(8), pp.640–649.
- Guillon, B., Bouche, S., Bernuz, B. & Pradon, D.,** 2009. Fauteuils roulants : description , utilisation , critères de choix. , pp.1–22.
- Guillon, B., Van-Hecke, G., Iddir, J., Pellegrini, N., Beghoul, N., et al.,** 2015. Evaluation of 3 Pushrim-Activated Power-Assisted Wheelchairs in Patients With Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*.
- Guo, L.-Y., Su, F.-C. & An, K.-N.,** 2006. Effect of handrim diameter on manual wheelchair propulsion: mechanical energy and power flow analysis. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(2), pp.107–15.
- Guo, L.-Y., Su, F.-C., Wu, H.-W. & An, K.-N.,** 2003. Mechanical energy and power flow of the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(2), pp.106–14.

H

- Hagberg, J.M., Mullin, J.P., Giese, M.D. & Spitznagel, E.,** 1981. Effect of pedaling rate on submaximal exercise responses of competitive cyclists. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, 51(2), pp.447–51.

Hagberg, M., Morgenstern, H. & Kelsh, M., 1992. Impact of occupations and job tasks on the prevalence of carpal tunnel syndrome. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 18(6), pp.337–45.

Hastings, J.D., Fanucchi, E.R. & Burns, S.P., 2003. Wheelchair configuration and postural alignment in persons with spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(4), pp.528–34.

Hedge, A. & Powers, J.R., 1995. Wrist postures while keyboarding: effects of a negative slope keyboard system and full motion forearm supports. *Ergonomics*, 38(3), pp.508–17.

Herberts, P., Kadefors, R. & Broman, H., 1980. Arm positioning in manual tasks. An electromyographic study of localized muscle fatigue. *Ergonomics*, 23(7), pp.655–65.

Hignett, S. & McAtamney, L., 2000. Rapid entire body assessment (REBA). *Applied Ergonomics*, 31(2), pp.201–5.

I

Imbeau, D. & Fradet, C., 2004. Outils d'évaluation des facteurs de risques de TMS. Présentation aux ergonomes de la prévention-Inspection. La Commission de la santé et de la sécurité du travail du Québec (CSST). *CSST Bureau central*.

INRS, 1996. Affections périarticulaires des membres supérieurs et organisation du travail. *Documents pour le médecin du travail*, 65.

INRS, 2006. *Les Troubles musculo squelettiques*,

J

Järvholm, U., Palmerud, G., Karlsson, D., Herberts, P. & Kadefors, R., 1991. Intramuscular pressure and electromyography in four shoulder muscles. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 9(4), pp.609–19.

Jarvis, S. & Rolfe, H., 1982. The use of an inertial dynamometer to explore the design of children's wheelchairs. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 14(4), pp.167–76.

Jones, R.J., 1997. Corporate Ergonomics Program of a Large Poultry Processor. *AIHA Journal*, 58(2), pp.132–137.

Juul-Kristensen, B., Hansson, G.A., Fallentin, N., Andersen, J.H. & Ekdahl, C., 2001. Assessment of work postures and movements using a video-based observation method and direct technical measurements. *Applied ergonomics*, 32(5), pp.517–24.

- Kapandji, I.**, 2005. *Anatomie fonctionnelle 1 : Membres supérieurs. Physiologie de l'appareil locomoteur*,
- Karhu, O., Kansi, P. & Kuorinka, I.**, 1977. Correcting working postures in industry: A practical method for analysis. *Applied Ergonomics*, 8(4), pp.199–201.
- Keyserling, W.M., Stetson, D.S., Silverstein, B.A. & Brouwer, M.L.**, 1993. A checklist for evaluating ergonomic risk factors associated with upper extremity cumulative trauma disorders. *Ergonomics*, 36(7), pp.807–31.
- Khan, A.A., O'Sullivan, L. & Gallwey, T.J.**, 2010. Effect on discomfort of frequency of wrist exertions combined with wrist articulations and forearm rotation. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(5), pp.492–503.
- Kirby, R.L., Bennett, S., Smith, C., Parker, K. & Thompson, K.**, 2008. Wheelchair curb climbing: randomized controlled comparison of highly structured and conventional training methods. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(12), pp.2342–8.
- Kirby, R.L., Dupuis, D.J., MacPhee, A.H., Coolen, A.L., Smith, C., et al.**, 2004. The wheelchair skills test (version 2.4): measurement properties. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(5), pp.794–804.
- Kirby, R.L.L., Swuste, J., Dupuis, D.J., MacLeod, D. a. & Monroe, R.**, 2002. The Wheelchair Skills Test: A pilot study of a new outcome measure. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(1), pp.10–18.
- Kleinrensink, G., Stoeckart, R., Vleeming, A., Snijders, C. & Mulder, P.**, 1995. Mechanical tension in the median nerve. The effects of joint positions. *Clinical Biomechanics*, 10(5), pp.240–244.
- Koontz, A.M., Cooper, R. a, Boninger, M.L., Souza, A.L. & Fay, B.T.**, 2002. Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 39(6), pp.635–49.
- Koontz, A.M., Cooper, R. a., Boninger, M.L., Yang, Y., Impink, B.G., et al.**, 2005. A kinetic analysis of manual wheelchair propulsion during start-up on select indoor and outdoor surfaces. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(4), p.447.
- Koontz, A.M., Cooper, R.A. & Boninger, M.L.**, 2001. propulsion forces. , 23, pp.285–291.
- Koontz, A.M., Kankipati, P., Lin, Y.-S., Cooper, R. a & Boninger, M.L.**, 2011. Upper limb kinetic analysis of three sitting pivot wheelchair transfer techniques. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(9), pp.923–9.
- Koontz, A.M., Roche, B.M., Collinger, J.L., Cooper, R. a & Boninger, M.L.**, 2009. Manual wheelchair propulsion patterns on natural surfaces during start-up propulsion. *Archives of Physical*

Medicine and Rehabilitation, 90(11), pp.1916–23.

- Kotajarvi, B.R., Sabick, M.B., An, K.-N., Zhao, K.D., Kaufman, K.R., et al.**, 2004. The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(3B), pp.403–14.
- Kuijpers, T., van der Windt, D.A.W.M., Boeke, A.J.P., Twisk, J.W.R., Vergouwe, Y., et al.**, 2006. Clinical prediction rules for the prognosis of shoulder pain in general practice. *Pain*, 120(3), pp.276–85.
- Kulig, K., Newsam, C.J., Mulroy, S.J., Rao, S., Gronley, J.K., et al.**, 2001. The effect of level of spinal cord injury on shoulder joint kinetics during manual wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 16(9), pp.744–51.
- Kuorinka, I., Forcier, L., Hagberg, M., Silverstein, B., Wells, R., et al.**, 1995. *LATR - Les lésions attribuables au travail répétitif: Ouvrage de référence sur les lésions musculo-squelettiques liées au travail*,
- Kwarciak, A.M., Sisto, S.A., Yarossi, M., Price, R., Komaroff, E., et al.**, 2009. Redefining the manual wheelchair stroke cycle: identification and impact of nonpropulsive pushrim contact. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(1), pp.20–6.

L

- Laitinen, H., Saari, J. & Kuusela, J.**, 1997. Initiating an innovative change process for improved working conditions and ergonomics with participation and performance feedback: A case study in an engineering workshop. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 19(4), pp.299–305.
- Lalumiere, M., Gagnon, D.H., Hassan, J., Desroches, G., Zory, R., et al.**, 2013. Ascending curbs of progressively higher height increases forward trunk flexion along with upper extremity mechanical and muscular demands in manual wheelchair users with a spinal cord injury. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 17.
- Lasfargues, G.**, 2003. Pathologie d'hypersollicitation périarticulaire des membres supérieurs: troubles musculo-squelettiques en milieu de travail,
- Lenton, J.P., van der Woude, L.H. V, Fowler, N.E., Nicholson, G., Tolfrey, K., et al.**, 2013. Hand-rim forces and gross mechanical efficiency at various frequencies of wheelchair propulsion. *International Journal of Sports Medicine*, 34(2), pp.158–64.
- Lepoutre, F.**, 2011. *Le fauteuil roulant manuel : choix et réglages: sauramps m.*,
- Li, G., Buckle, P., Sciences, M. & Technology, A.**, 1999. Current techniques for assessing physical exposure to work- related musculoskeletal risks , with em phasis on posture-based. *Ergonomics*, 42(5), pp.674–695.

-
- Lilja, M. & Borell, L.**, 1997. Elderly People's Daily Activities and Need for Mobility Support. *Scandinavian Journal of Caring Sciences*, 11(2), pp.73–80.
- Lin, C.-J., Lin, P.-C., Su, F.-C. & an, K.-N.**, 2009. Biomechanics of Wheelchair Propulsion. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 09(02), pp.229–242.
- Lin, M.L., Radwin, R.G. & Snook, S.H.**, 1997. A single metric for quantifying biomechanical stress in repetitive motions and exertions. *Ergonomics*, 40(5), pp.543–58.
- van der Linden, M.L., Valent, L., Veeger, H.E. & van der Woude, L.H.**, 1996. The effect of wheelchair handrim tube diameter on propulsion efficiency and force application (tube diameter and efficiency in wheelchairs). *IEEE transactions on rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4(3), pp.123–32.
- Loslever, P. & Ranaivosoa, A.**, 1993. Biomechanical and epidemiological investigation of carpal tunnel syndrome at workplaces with high risk factors. *Ergonomics*, 36(5), pp.537–55.
- Louis, N.**, 2010. *Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant à mains courantes : indices d' évaluation ergonomique*.
- Louis, N. & Gorce, P.**, 2010. Indice de quantification de l'inconfort articulaire lors de la propulsion en fauteuil roulant manuel. *Sciences et Technologies pour le Handicap*, 4(1), pp.73–88.



- Malchaire, J., Cock, N., Piette, A., Amaral, F., Rodrigues Dias, L.S., et al.**, 1999. Problèmes neurosensoriels liés à l'exposition aux machines vibrantes. *Rapport final, Programme d'appui scientifique à la protection des travailleurs, Bruxelles : SSTC*, p.150.
- Malchaire, J., Piette, A. & Cock, N.**, 2001. Stratégie de prévention collective des risques musculosquelettiques (TMS). *Médecine du travail & Ergonomie*, 38(4), pp.147–156.
- Marsh, A.P. & Martin, P.E.**, 1997. Effect of cycling experience, aerobic power, and power output on preferred and most economical cycling cadences. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(9), pp.1225–32.
- Marsh, A.P. & Martin, P.E.**, 1993. The association between cycling experience and preferred and most economical cadences. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25(11), pp.1269–74.
- Marsh, A.P., Martin, P.E. & Foley, K.O.**, 2000. Effect of cadence, cycling experience, and aerobic power on delta efficiency during cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(9), pp.1630–4.
- McAtamney, L. & Nigel Corlett, E.**, 1993. RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied Ergonomics*, 24(2), pp.91–9.
- McCasland, L.D., Budiman-Mak, E., Weaver, F.M., Adams, E. & Miskevics, S.**, 2006. Shoulder pain in the traumatically injured spinal cord patient: evaluation of risk factors and function. *Journal*

of *Clinical Rheumatology: practical reports on rheumatic & musculoskeletal diseases*, 12(4), pp.179–86.

McMaster, W.C., Long, S.C. & Caiozzo, V.J., 1991. Isokinetic torque imbalances in the rotator cuff of the elite water polo player. *The American Journal of Sports Medicine*, 19(1), pp.72–5.

Mercer, J.L., Boninger, M., Koontz, A., Ren, D., Dyson-Hudson, T., et al., 2006. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(8), pp.781–9.

Meskers, C.G., van der Helm, F.C., Rozendaal, L. a & Rozing, P.M., 1998. In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *Journal of Biomechanics*, 31(1), pp.93–6.

Mital, A., 1997. *Guide to Manual Materials Handling*,

Mizumoto, M., 1995. Realization of PID controls by fuzzy control methods. *Fuzzy Sets and Systems*, 70(2-3), pp.171–182.

Moore, J.S. & Garg, A., 1995. The Strain Index: a proposed method to analyze jobs for risk of distal upper extremity disorders. *American Industrial Hygiene Association journal*, 56(5), pp.443–58.

Mukhopadhyay, P., O’Sullivan, L. & Gallwey, T.J., 2007. Estimating upper limb discomfort level due to intermittent isometric pronation torque with various combinations of elbow angles, forearm rotation angles, force and frequency with upper arm at 90° abduction. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 37(4), pp.313–325.

Mulroy, S.J., Farrokhi, S., Newsam, C.J. & Perry, J., 2004. Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(6), pp.925–934.

Murray, I.A. & Johnson, G.R., 2004. A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(6), pp.586–94.

N

Nash, M.S., Koppens, D., van Haaren, M., Sherman, A.L., Lippiatt, J.P., et al., 2008. Power-assisted wheels ease energy costs and perceptual responses to wheelchair propulsion in persons with shoulder pain and spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(11), pp.2080–5.

Nawoczenski, D. a, Clobes, S.M., Gore, S.L., Neu, J.L., Olsen, J.E., et al., 2003. Three-dimensional shoulder kinematics during a pressure relief technique and wheelchair transfer. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(9), pp.1293–1300.

Newsam, C.J., Rao, S.S., Mulroy, S.J., Gronley, J.K., Bontrager, E.L., et al., 1999. Three

dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. *Group*, 10, pp.223 – 232.

O

O’Sullivan, L.W. & Gallwey, T.J., 2002. Upper-limb surface electro-myography at maximum supination and pronation torques: the effect of elbow and forearm angle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(4), pp.275–285.

Organisation mondiale de la santé, 1983. Identification et prévention des maladies liées à la profession. *Rapport d’un comité d’expert de l’OMS. Genève 28 nov-02 déc.*

P

Pentland, W.E. & Twomey, L.T., 1991. The weight-bearing upper extremity in women with long term paraplegia. *Paraplegia*, 29(8), pp.521–30.

Pentland, W.E. & Twomey, L.T., 1994. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part I. *Paraplegia*, 32(4), pp.211–8.

Perdios, A., Sawatzky, B.J. & Sheel, a. W., 2007. Effects of camber on wheeling efficiency in the experienced and inexperienced wheelchair user. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 44(3), p.459.

Perry, J., Gronley, J.K., Newsam, C.J., Reyes, M.L. & Mulroy, S.J., 1996. Electromyographic analysis of the shoulder muscles during depression transfers in subjects with low-level paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(4), pp.350–5.

Piette, A., Cock, N. & Malchaire, J., 2001. Pathologies musculosquelettiques des membres supérieurs : épidémiologie et prévention. *MÉDECINE DU TRAVAIL & ERGONOMIE*, 37(2), pp.91–94.

Pransky, G., Snyder, T.B. & Himmelstein, J., 2005. The Organizational Response : Influence on Cumulative Trauma disorders in the Workplace. In *In Beyond Biomechanics : Psychosocial Aspects of Musculoskeletal disorders in Office Work Moon*,. CRC Press, p. 336.

Proteau, R.-A., 2000. savez vous reperer les facteurs de risques. *objectif prévention*, 23(5), pp.13–17.

Pujol, M., 1993. *Pathologie professionnelle d’hypersollicitation. Atteinte périarticulaire du membre supérieur*,

Pujol, M. & Soulat, J., 1996. Mieux connaître les pathologies d’hypersollicitation pour mieux les prévenir. *Performances humaines & techniques*, (82), pp.5–9.

Putz-Anderson, V., 1988. Cumulative trauma disorders. A manual for musculoskeletal diseases of the upper-limbs. *National Institute for Occupational Safety and Health*. Available at: <http://www.cdc.gov/niosh/pdfs/95-119-d.pdf> [Accessed October 6, 2014].

Q

Qi, L., Wakeling, J., Grange, S. & Ferguson-pell, M., 2013. incline wheelchair propulsion. , 50(5), pp.651–662.

R

Rao, S.S., Bontrager, E.L., Gronley, J.K., Newsam, C.J. & Perry, J., 1996. JoAnne K. Gronley,. , 4(3), pp.152–160.

Rempel, D.M., Keir, P.J. & Bach, J.M., 2008. Effect of wrist posture on carpal tunnel pressure while typing. *Journal of orthopaedic research* , 26(9), pp.1269–73.

Richter, W.M., Rodriguez, R., Woods, K.R. & Axelson, P.W., 2007a. Consequences of a cross slope on wheelchair handrim biomechanics. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(1), pp.76–80.

Richter, W.M., Rodriguez, R., Woods, K.R. & Axelson, P.W., 2007b. Stroke pattern and handrim biomechanics for level and uphill wheelchair propulsion at self-selected speeds. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(1), pp.81–7.

van Rijn, R.M., Huisstede, B.M., Koes, B.W. & Burdorf, A., 2010. Associations between work-related factors and specific disorders of the shoulder--a systematic review of the literature. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 36(3), pp.189–201.

Robertson, R.N., Boninger, M.L., Cooper, R.A. & Shimada, S.D., 1996. Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(9), pp.856–64.

Rodgers, M.M., Keyser, R.E., Gardner, E.R., Russell, P.J. & Gorman, P.H., 2000. Influence of trunk flexion on biomechanics of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(3), pp.283–95.

Roquelaure, Y., Mechali, S., Dano, C., Fanello, S., Benetti, F., et al., 1997. Occupational and personal risk factors for carpal tunnel syndrome in industrial workers. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 23(5), pp.364–9.

S

Sabick, M.B., Kotajarvi, B.R. & An, K.-N., 2004. A new method to quantify demand on the upper extremity during manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(7), pp.1151–1159.

Sabick, M.B., Zhao, K.D. & An, K.N., 2001. A comparison of methods to compute the point of force application in handrim wheelchair propulsion: a technical note. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38(1), pp.57–68.

-
- Salisbury, S.K., Choy, N.L. & Nitz, J.,** 2003. Shoulder pain, range of motion, and functional motor skills after acute tetraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(10), pp.1480–5.
- Samuelsson, K., Larsson, H. & Tropp, H.,** 1989. A wheelchair ergometer with a device for isokinetic torque measurement. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 21(4), pp.205–8.
- Sanderson, D.J. & Sommer, H.J.,** 1985. Kinematic features of wheelchair propulsion. *Journal of biomechanics*, 18(6), pp.423–9.
- Sanford, J.A., Story, M.F. & Jones, M.L.,** 1997. An analysis of the effects of ramp slope on people with mobility impairments. *Assistive technology : the official journal of RESNA*, 9(1), pp.22–33.
- Sauret, C.,** 2010. *Cinétique et énergétique de la propulsion en fauteuil roulant manuel*. université Blaise Pascal.
- Schantz, P., Björkman, P., Sandberg, M. & Andersson, E.,** 1999. Movement and muscle activity pattern in wheelchair ambulation by persons with para-and tetraplegia. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 31(2), pp.67–76.
- Senk, M. & Chèze, L.,** 2006. Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 21 Suppl 1, pp.S3–8.
- Shen, W. & Parsons, K.C.,** 1997. Validity and reliability of rating scales for seated pressure discomfort. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 20(6), pp.441–461.
- Shimada, S.D., Robertson, R.N., Bonninger, M.L. & Cooper, R. a,** 1998. Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 35(2), pp.210–8.
- Sie, I.H., Waters, R.L., Adkins, R.H. & Gellman, H.,** 1992. Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73(1), pp.44–8.
- Silfverskiold, J. & Waters, R.L.,** 1991. Shoulder pain and functional disability in spinal cord injury patients. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (272), pp.141–5.
- Silverstein, B.A., Fine, L.J. & Armstrong, T.J.,** 1986. Hand wrist cumulative trauma disorders in industry. *British Journal of Industrial Medicine*, 43(11), pp.779–84.
- Silverstein, B.A., Fine, L.J. & Armstrong, T.J.,** 1987. Occupational factors and carpal tunnel syndrome. *American Journal of Industrial Medicine*, 11(3), pp.343–58.
- Silverstein, B.A. & Hughes, R.E.,** 1996. Upper extremity musculoskeletal disorders at a pulp and paper mill. *Applied Ergonomics*, 27(3), pp.189–94.
- Simoneau, S., Chicoine, D. & St-Vincent, M.,** 2005. *Les LATR, mieux les comprendre pour mieux les prévenir* IRSST.,

-
- Smith, R.O.**, 1996. Measuring the outcomes of assistive technology: challenge and innovation. *Assistive technology : the official journal of RESNA*, 8(2), pp.71–81.
- Snook, S.H. & Ciriello, V.M.**, 1991. The design of manual handling tasks: revised tables of maximum acceptable weights and forces. *Ergonomics*, 34(9), pp.1197–213.
- Stainer, P.**, 1996. Les pathologies générées aux membres supérieurs par l'utilisation du fauteuil roulant.
- Steinfeld, E. & Others, A.**, 1979. Accessible Buildings for People with Walking and Reaching Limitations.
- Stokdijk, M., Eilers, P.H.C., Nagels, J. & Rozing, P.M.**, 2003. External rotation in the glenohumeral joint during elevation of the arm. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(4), pp.296–302.
- Stokdijk, M., Nagels, J. & Rozing, P.M.**, 2000. The glenohumeral joint rotation centre in vivo. *Journal of Biomechanics*, 33(12), pp.1629–1636.
- St-Vincent, M. & Beaugrand, S.**, 1996. *Validation d'une démarche d'ergonomie participative dans deux industries du secteur électrique : IRSST*, Institut de recherche en santé et en sécurité du travail du Québec,.
- St-Vincent, M., Toulouse, G. & Bellemare, M.**, 2000. Démarches d'ergonomie participative pour réduire les risques de troubles musculo-squelettiques : bilan et réflexions. *Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé*, (2-1).
- Subbarao, J. V, Klopstein, J. & Turpin, R.**, 1995. Prevalence and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury. *The journal of Spinal Cord Medicine*, 18(1), pp.9–13.
- Sweeney, G.M., Harrison, R.A. & Clarke, A.K.**, 2009. Portable ramps for wheelchair users – an appraisal.
- Syette de Villette, C.**, 2008. *L'éducation thérapeutique des patients blessés médullaires*.

T

- Takala, E.-P., Pehkonen, I., Forsman, M., Hansson, G.-A., Mathiassen, S.E., et al.**, 2010. Systematic evaluation of observational methods assessing biomechanical exposures at work. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 36(1), pp.3–24.
- Tanaka, S. & McGlothlin, J.D.**, 1993. A conceptual quantitative model for prevention of work-related carpal tunnel syndrome (CTS). *International Journal of Industrial Ergonomics*, 11(3), pp.181–193.
- Tanimoto, Y., Nanba, K., Tokuhito, A., Ukida, H. & Yamamoto, H.**, 2008. Measurement System of Transfer Motion for Patients With Spinal Cord Injuries. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 57(1), pp.213–219.
- Tanzer, R.C.**, 1959. The carpal-tunnel syndrome; a clinical and anatomical study. *The Journal of Bone*

and Joint Surgery. *American volume*, 41-A(4), pp.626–34.

Théoret, C., 2009. *Élaboration d'un logiciel d'enseignement et d'application de la logique floue dans un contexte d'automate programmable*. université du Quebec.

Toomingas, A., 1998. *Methods for evaluating work-related musculoskeletal neck and upper-extremity disorders in epidemiological studies*,

Trevelyan, F.. & Haslam, R.., 2001. Musculoskeletal disorders in a handmade brick manufacturing plant. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 27(1), pp.43–55.

Trudel, G., Kirby, R.L., Ackroyd-Stolarz, S. a & Kirkland, S., 1997. Effects of rear-wheel camber on wheelchair stability. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(1), pp.78–81.



Vanlandewijck, Y., Theisen, D. & Daly, D., 2001. Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 31(5), pp.339–67.

Veeger, D., van der Woude, L.H. & Rozendal, R.H., 1989. The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 26(2), pp.37–46.

Veeger, H.E., Meershoek, L.S., van der Woude, L.H. & Langenhoff, J.M., 1998. Wrist motion in handrim wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 35(3), pp.305–13.

Veeger, H.E., van der Woude, L.H. & Rozendal, R.H., 1992. Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1), pp.100–7.

Veeger, H.E., van der Woude, L.H. & Rozendal, R.H., 1991a. Load on the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Journal of electromyography and kinesiology*, 1(4), pp.270–80.

Veeger, H.E., van der Woude, L.H. & Rozendal, R.H., 1989. Wheelchair propulsion technique at different speeds. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 21(4), pp.197–203.

Veeger, H.E., van der Woude, L.H. & Rozendal, R.H., 1991b. Within-cycle characteristics of the wheelchair push in sprinting on a wheelchair ergometer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(2), pp.264–71.

Veeger, H.E.J., Rozendaal, L. a & van der Helm, F.C.T., 2002. Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(3), pp.211–8.

Vignier, N., Ravaud, J.-F., Winance, M., Lepoutre, F.-X. & Ville, I., 2008. Demographics of wheelchair users in France: results of national community-based handicaps-incapacités-dépendance surveys. *Journal of rehabilitation medicine* 40(3), pp.231–9.

Viikari-Juntura, E., Shiri, R., Solovieva, S., Karppinen, J., Leino-Arjas, P., et al., 2008. Risk factors

of atherosclerosis and shoulder pain--is there an association? A systematic review. *European Journal of Pain (London, England)*, 12(4), pp.412–26.

W

Werner, S.L. & Plancher, K.D., 1998. BIOMECHANICS OF WRIST INJURIES IN SPORTS. *Clinics in Sports Medicine*, 17(3), pp.407–420.

WHO, 2001. International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF).

Wiker, S.F., Chaffin, D.B. & Langolf, G.D., 1989. Shoulder posture and localized muscle fatigue and discomfort. *Ergonomics*, 32(2), pp.211–37.

Will, L.A., 2005. A conservative approach to shoulder impingement syndrome and rotator cuff disease: A case report. *Clinical Chiropractic*, 8(4), pp.173–178.

Wilson, J., 2005. *Evaluation of Human Work, 3rd Edition*,

van der Woude, L.H., Hendrich, K.M., Veeger, H.E., van Ingen Schenau, G.J., Rozendal, R.H., et al., 1988. Manual wheelchair propulsion: effects of power output on physiology and technique. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(1), pp.70–8.

van der Woude, L.H., Veeger, H.E. & Rozendal, R.H., 1989. Propulsion technique in hand rim wheelchair ambulation. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 13(1-2), pp.136–41.

van der Woude, L.H., Veeger, H.E., Rozendal, R.H. & Sargeant, A.J., 1989. Optimum cycle frequencies in hand-rim wheelchair propulsion. Wheelchair propulsion technique. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 58(6), pp.625–32.

van der Woude, L.H., Formanoy, M. & de Groot, S., 2003. Hand rim configuration: effects on physical strain and technique in unimpaired subjects *Medical Engineering & Physics*, 25(9), pp.765–774.

Wu, G., Helm, F.C.T. Van Der, Veeger, H.E.J.D., Makhsous, M., Roy, P. Van, et al., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion — Part II : shoulder , elbow , wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38, pp.981–992.

Wylie, E.J. & Chakera, T.M., 1988. Degenerative joint abnormalities in patients with paraplegia of duration greater than 20 years. *Paraplegia*, 26(2), pp.101–6.

Y

Yanai, T., Hay, J.G. & Miller, G.F., 2000. Shoulder impingement in front-crawl swimming: I. A method to identify impingement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(1), pp.21–9.

Yang, Y., Koontz, A., Nogan, S., Mi, B., Ra, C., et al., 2004. Activation of the Trunk Muscles during

Wheelchair Propulsion. (September), pp.2–4.

Yang, Y.-S., Koontz, A.M., Triolo, R.J., Mercer, J.L. & Boninger, M.L., 2006. Surface electromyography activity of trunk muscles during wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(10), pp.1032–41.

Yang, Y.-S., Koontz, A.M., Yeh, S.-J. & Chang, J.-J., 2012. Effect of backrest height on wheelchair propulsion biomechanics for level and uphill conditions. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(4), pp.654–9.

Yen, J., Langari, R. & Zadeh, L.A., 1995. Industrial Applications of Fuzzy Logic and Intelligent Systems.

Z

Zadeh, L.A., 1999. Fuzzy sets as a basis for a theory of possibility. *Fuzzy Sets and Systems*, 100, pp.9–34.

**Identification des situations à risque de Troubles Musculo squelettiques par un Indice
d’Inconfort Articulaire Biomécanique
Application clinique aux utilisateurs de fauteuil roulant manuel**

Résumé

L’objectif principal de ce travail était d’évaluer les situations à risque de TMS chez les utilisateurs de fauteuil roulant manuel (FRM). Pour cela un indice d’inconfort articulaire biomécanique basé sur une cotation par logique floue a été créé. Il fut ensuite utilisé dans trois situations d’usage courant du FRM : propulsion, transfert et franchissement. L’objectif secondaire de ce travail était d’identifier les articulations les plus délétères au sein de chaque activité.

L’étude 1 a permis de mettre en évidence que l’Inconfort Articulaire est moyen lors de la propulsion sur sol plat et augmente avec la pente. L’étude 2 souligne que la stratégie de positionnement du tronc lors d’un transfert par pivot n’influence pas le niveau de risque déjà important du transfert mais que le niveau d’inconfort varie entre les deux bras. Enfin la troisième étude a permis de mettre en évidence un niveau de risque plus important au cours du franchissement d’obstacle que lors de la propulsion. La montée des roues arrière étant la phase la plus exigeante.

L’analyse des activités de la vie quotidienne a pour objectif d’évaluer les AVQ les plus délétères pour les utilisateurs de FRM afin « d’orienter » l’utilisation du FRM pour préserver leurs MS en limitant les activités les plus à risques. L’Indice d’Inconfort Articulaire focal de chaque activité a permis de mettre en évidence les articulations les plus à risques au cours de chaque activité : le poignet et l’épaule. La prévalence importante des TMS chez les utilisateurs de FRM et la survenue possible tout au long de leur vie nécessite la mise en place d’un suivi avec pour objectif premier de prévenir l’apparition des TMS. Nous avons observé au cours de ces études que le niveau de risque varie d’une habileté à l’autre ainsi que les sollicitations articulaires. Cependant pour être complète l’analyse du niveau de risque doit se faire en tenant compte des aspects environnementaux.

Mots-clés : Blessé médullaire, fauteuil roulant manuel, troubles musculo-squelettiques, prévention, logique floue

**Identification of risk situations of musculoskeletal disorders by a Biomechanics Articular
Discomfort Index
Clinical application for manual wheelchair users**

Summary

The main objective of this work was to evaluate MD risk situations in manual wheelchair users (MWU). To do a biomechanical joint discomfort index based on a fuzzy quote was created. It was then used in three common use cases of MWU: propulsion, transfer and curb ascent. The secondary objective of this study was to identify the most deleterious joints within each activity.

The study 1 helped highlight the discomfort Articular is medium during propulsion on level ground and increases with the slope. The study 2 emphasizes that the positioning strategy of the trunk during a pivot transfer does not affect the already high level of risk transfer but the level of discomfort varies between the two arms. Finally, the third study to show a higher level of risk in the curb ascent than during propulsion. The rise of the rear wheels is the most demanding phase.

Analysis of the daily activities (DA) aims to assess the most deleterious DA for MWU in order to "guide" the MW use to preserve their UL by limiting the most risky activities. The focused articular discomfort index of each activity helped to highlight the most at-risk joints in each activity: the wrist and shoulder. The high prevalence of MDs among MWU and possible occurrence throughout their lifetime requires the establishment of a monitoring with the primary objective to prevent the development of MDs. We observed in these studies that the level of risk varies from one skill to another as well as joint stress. However, to be complete analysis of the risk level should be taking into account environmental aspects.

Keywords: Spinal cord injury, manual wheelchair, musculoskeletal disorders, prevention, fuzzy logic